



UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA

Sede Amministrativa: Università degli Studi di Padova

Dipartimento di Architettura, Urbanistica e Rilevamento DAUR

SCUOLA DI DOTTORATO DI RICERCA IN : Studio e Conservazione dei Beni  
Archeologici e Architettonici

INDIRIZZO: Scienze e Tecnologie per i Beni Archeologici e Architettonici

CICLO XXII

**Caratterizzazione morfometrica di oggetti di interesse storico  
tramite integrazione di metodologie ad alta risoluzione.  
Dall'architettura all'antropologia.**

**Direttore della Scuola** : Ch.mo Prof. Giovanni Leonardi

**Supervisore** :Ch.mo Prof. Vladimiro Achilli

**Co-Supervisore**: Prof. Jacopo Moggi Cecchi

**Dottorando** : Ginevra Boatto



## Indice

<i>Introduzione</i>	5
<i>Capitolo 1. La metodologia laser scanning.</i>	9
<b><i>Parte I. Integrazione di immagini termografiche e nuvole di punti</i></b>	
<i>Capitolo 2 Definizione della research question. Lo stato dell'arte</i>	13
<i>Capitolo 3. Elaborazione di una metodologia con target</i>	17
<i>Capitolo 4. Alcuni casi di applicazione</i>	29
<i>Capitolo 5. Considerazioni sulla metodologia elaborata</i>	44
<i>Capitolo 6. Elaborazione di una metodologia senza target</i>	47
<i>Capitolo 7. Applicazione a un caso di studio: limiti e nuovi sviluppi</i>	55
<i>Capitolo 8. Discussione</i>	65
<b><i>Parte II. La determinazione del sesso su tibie virtualmente ricostruite</i></b>	
<i>Capitolo 9. Definizione della research question. Lo stato dell'arte</i>	67
<i>Capitolo 10. Individuazione del progetto</i>	71
<i>Capitolo 11. Elaborazione di una metodologia di misura</i>	87
<i>Capitolo 12. Risultati e valutazione quantitativa del metodo.</i>	113
<i>Capitolo 13 Elaborazione di nuovi parametri antropometrici.</i>	143
<i>Capitolo 14. Analisi statistica del campione: determinazione del sesso.</i>	155
<i>Capitolo 15. Discussione</i>	175
 <i>Conclusioni</i>	 177
 <i>Bibliografia</i>	 179
 <i>Appendici</i>	 
<i>I. Specifiche tecniche.</i>	185
<i>II. Dataset per le misure antropometriche.</i>	192



## *Introduzione*

Il presente elaborato di tesi costituisce il sunto finale di un lavoro di studio, ricerca e approfondimento nel merito dell'integrazione delle metodologie di rilevamento 3D, quale il laser scanning, e lo studio dei beni culturali (archeologici, architettonici o antropologici).

Con la parola "integrazione" si indica non la semplice applicazione di uno strumento a un contesto cui esso non appartiene, ma un fruttuoso incontro tra discipline di carattere tecnico e discipline di natura invece più umanistica, che indagano ciò che rappresenta la storia dell'uomo; un incontro capace di generare nuove soluzioni, nel desiderio di trovare una risposta o un approccio alternativo alle necessità del secondo ambito, sfruttando metodologie proprie del primo. È questo dunque l'obiettivo che la scuola di dottorato Studio e conservazione dei beni archeologici e architettonici si pone. Ed è a questo obiettivo che la presente tesi guarda.

La metodologia *laser scanning* negli ultimi dieci anni si è ampiamente diffusa tra i più vari ambiti di ricerca: a partire dall'ingegneria meccanica (nella verifica delle dimensioni di un prodotto industriale), è stata utilizzata nell'ingegneria civile (dall'ambito architettonico a quello territoriale), alla medicina (per esempio nella ricostruzione virtuale di interventi chirurgici) e anche allo studio dei beni culturali, comprendendo scale dimensionali e materiali i più diversi (ad esempio, Gaiani et al., 2000; Pieraccini et al., 2001; Petronilli 2003; Peripimeno, Salvadori, 2003 e 2004; Thali, 2003; Weber, 2001).

La ricostruzione virtuale di beni culturali permette innanzi tutto di ottenerne una visualizzazione tridimensionale, per condividere on-line il modello creato ([www.vhlab.itab.cnr.it/flaminia/index02.html](http://www.vhlab.itab.cnr.it/flaminia/index02.html)) o per ricostruire il paesaggio storico, come nel caso archeologico-architettonico della Via Flaminia, in cui è stata realizzata a tal scopo un'integrazione tra rilievi a differenti risoluzioni, come quelli realizzati per le singole ville.

Si consideri anche il Digital Michelangelo Project, un esempio ormai "storico" di utilizzo del laser scanner nei beni culturali: un gruppo di docenti e studenti dell'Università di Stanford e di Washington trascorse l'intero anno accademico 1998-99 in Italia ad acquisire le sculture di Michelangelo e 1163 frammenti della *Forma Urbis Romae*, un'enorme mappa di Roma antica, realizzando così modelli virtuali 3D che fossero disponibili per studenti e studiosi di tutto il mondo (<http://www-graphics.stanford.edu/projects/mich/>)

Inoltre, il fatto di poter fornire un supporto tridimensionale a un bene culturale di difficile studio e comprensione costituisce un importante beneficio nell'utilizzo della tecnica *laser scanning*, come nel caso della ricostruzione delle catacombe romane ([5](http://heritage-</a></p></div><div data-bbox=)

[key.com/rome/pioneering-laser-scan-technology-brings-romes-catacombs-life](http://key.com/rome/pioneering-laser-scan-technology-brings-romes-catacombs-life)), considerata in particolare la difficoltà di capire l'estensione e la conformazione di tali strutture, una ricerca in fase di ultimazione presso l'Accademia delle Scienze di Vienna.

Tramite la metodologia laser scanning è possibile inoltre realizzare restauri virtuali ricostruendo tramite "anastilosi digitale" l'aspetto originario di un manufatto (Petronilli, 2003). Per questo motivo si tratta di un valido supporto anche nella pianificazione di un intervento volto alla conservazione nei beni culturali. Infatti, ad esempio, tale metodologia di rilievo 3D fornisce una lettura della condizione conservativa del manufatto: grazie all'integrazione con altre tecniche radiometriche è possibile ottenere una descrizione sullo stato di conservazione, anche a diversi cm di profondità. Si tratta in questo caso di integrazioni ancora in corso di definizione da un punto di vista metodologico (come segnalato anche successivamente nella prima ricerca).

Inoltre, il laser a scansione consente di allestire archivi digitali, nel desiderio di favorire lo scambio di dati e informazioni nella comunità scientifica, in particolare quando i reperti originale non siano nelle condizioni conservative per essere maneggiati ulteriormente, situazione alquanto frequente con reperti e manufatti di interesse storico.

I modelli tridimensionali costituiscono infine il punto di partenza per poter effettuare misure nelle tre dimensioni ed estrarre così informazioni metriche più complesse ma potenzialmente più indicative, come verrà così illustrato nella ricerca.

Considerata tale vastità di potenzialità in tali strumenti di ricostruzione 3D, applicabili a diverse scale di dettaglio, è stato possibile seguire durante il percorso di dottorato due tracce di ricerca, proponendo così soluzioni innovative per due differenti ambiti scientifici e dimensionali.

Il primo, relativo al progetto *Thermoscan*, illustrato ai capitoli 3 – 9, sviluppato con la collaborazione di Leica Geosystems s.p.a., concerne lo sviluppo di una metodologia di integrazione tra dati laser scanner 3D e immagini ottenute con termocamera all'infrarosso.

Le immagini termiche, a differenza delle immagini acquisite nel *range* del visibile, non presentano punti della superficie dell'oggetto fotografato altrettanto riconoscibili a meno che si verificano sensibili cambiamenti di temperatura in corrispondenza di punti notevoli. Per questo motivo, è stata sperimentata una metodologia con *target* collocati sulla superficie acquisita in 3D, di seguito spruzzati con ghiaccio secco, che li rende "termicamente visibili" e utilizzabili come punti di controllo per la texturizzazione, in quanto riconoscibili sia nell'immagine termica 2D che nel supporto virtuale 3D. La metodologia è stata applicata con successo ad alcune superfici architettoniche. Nei beni culturali, non è però sempre possibile

entrare in contatto diretto con l'oggetto di studio e per questo motivo è stata elaborata una metodologia *contact-less*, senza l'utilizzo di *target*. Essa si basa sull'acquisizione contemporanea di immagini nel visibile e nell'infrarosso, poi correlate tramite trasformazioni affini ricavate e valide unicamente per quella stessa camera con cui le immagini sono state acquisite. Il modello 3D è così texturizzato riconoscendo punti notevoli su di esso, altrettanto riconoscibili sull'immagine nel visibile, che di conseguenza rimanda all'immagine all'infrarosso, ad essa correlata. Per tale metodologia è stato effettuato un test sulla cappella di San Francesco nella chiesa di San Bernardino a Verona.

Il secondo progetto sul quale l'attività di dottorato è stata indirizzata, grazie alla collaborazione con il *co-supervisore* prof. Jacopo Moggi Cecchi dell'Università di Firenze, si inserisce nell'ambito della ricostruzione virtuale con *laser scanning* di beni antropologici. Specificamente, come illustrato ai capitoli 10 – 16, l'intento era quello di implementare una metodologia di misura di modelli virtuali di reperti osteologici umani caratterizzata da una ripetibilità maggiore rispetto ai metodi tradizionali. Il campione di studio scelto per questa ricerca è costituito da trenta tibie umane di individui deceduti alla fine del XIX secolo, di età e sesso noti. Il contributo originale del lavoro è dato dal fatto che le misure antropometriche utili alla verifica del sesso di tali reperti sono state tracciate sui modelli tridimensionali del campione di studio, realizzati con metodologia *laser scanning*. I metodi tradizionali di misura in antropologia sono caratterizzati da una ripetibilità limitata, dovuta alla difficoltà di identificare un corretto orientamento del campione e di scegliere i punti di riferimento in ciascuna misura. Introducendo invece un vincolo geometrico nelle misure sul modello 3D, ossia un sistema di riferimento tridimensionale, parimente ricavato per ciascun modello di tibia, è stato possibile estrarre in maniera teoricamente univoca i punti utili alle misurazioni e ottenere così una maggiore ripetibilità delle misure, il punto di partenza per una elevata affidabilità delle misure nella loro diffusione all'interno della comunità scientifica globale.





## Capitolo 1. La metodologia laser scanning.

Da tempi immemori l'uomo è accompagnato nel suo percorso culturale da strumenti di misura, grazie ai quali può fare confronti dimensionali e descrivere quantitativamente un fenomeno (Dotson 2003).

Ad oggi vi sono diversi metodi per acquisire dati relativi alla forma, come indicato anche in Figura 1 1, distinti tra metodi a contatto e non a contatto, i quali in particolare utilizzando segnali diversi per ottenere le informazioni geometriche. Il laser scanner infatti rientra nelle metodologie *non-contact*, che utilizzano sistemi ottici (*optical*) di rivelazione delle coordinate dei punti sulla superficie dell'oggetto da misurare (ossia il segnale luminoso laser).

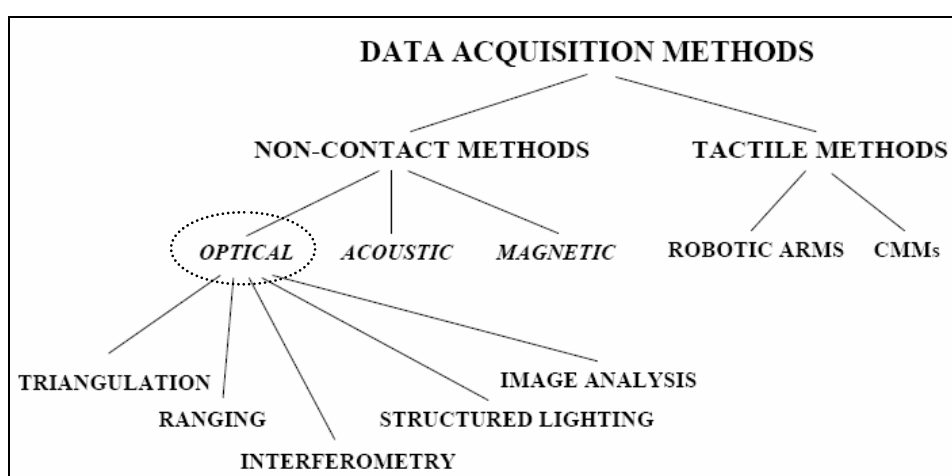


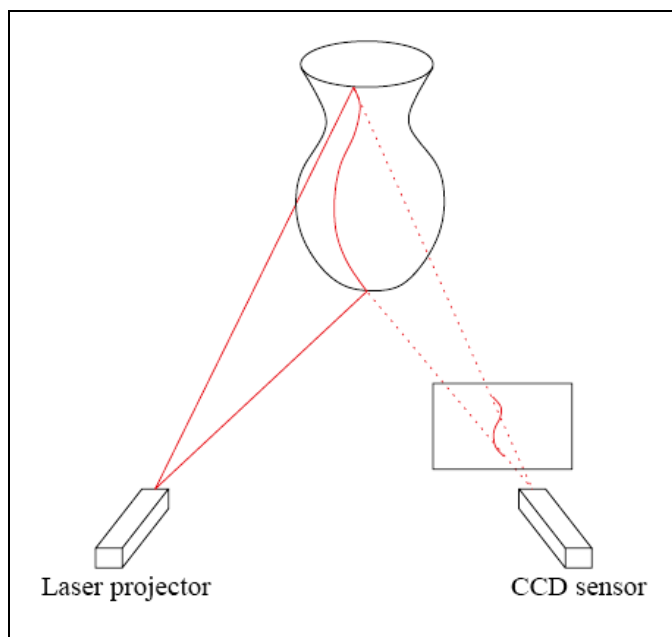
Figura 1 1 – schema dei metodi di acquisizione di dati 3D (Varady 1997).

Il fatto che i sistemi laser a scansione rientrino nella categoria dei metodi senza contatto ha senz'altro determinato una grande fortuna di tali metodologie, in particolare nei beni culturali, dove è fondamentale limitare al minimo l'invasività di ogni tecnica diagnostica. Infatti, la radiazione laser utilizzata in questi sistemi, accompagnata da un fascio luminoso, non presenta alcun rischio per l'uomo, in quanto rientra in una classe di laser non pericolosa (la medesima dei lettori laser del supermercato), diversamente ad esempio da quella utilizzata in ambito medico-chirurgico. Sono state infatti redatte diverse classificazioni del segnale laser a seconda della lunghezza d'onda, dell'utilizzo e soprattutto della sua pericolosità.

Gli strumenti di misura a scansione che utilizzano sorgenti laser, il laser a scansione, consentono di acquisire informazioni sulla forma di un oggetto tramite una sua descrizione matematica (la "nuvola di punti" o la superficie mesh) che ne restituisce immagini da punti di vista arbitrari e in condizioni luminose arbitrarie (Blais 2004). Gli strumenti laser a scansione esistono già dagli anni settanta, hanno subito una forte fase di sperimentazione soprattutto negli anni ottanta, volta ad affrontare e risolvere i principali ostacoli nel tentativo di

automatizzare la misurazione, e infine un momento di grandi applicazioni dimostrative negli anni novanta (tra cui, il già citato Digital Michelangelo Project). In questo modo sono stati sviluppati nuovi algoritmi e nuove soluzioni che hanno reso tali sistemi sempre più veloci, portatili e *user-friendly*, soprattutto per applicazioni in ambiti come la medicina e i beni culturali.

Le tecnologie alla base di un laser scanner (sia che utilizzi un sistema di acquisizione per triangolazione che per tempo di volo) sono fondamentalmente due: la sorgente laser e il sensore CCD (Figura 1 2).



**Figura 1 2 – Esempificazione del funzionamento di un laser a scansione: sull’oggetto è proiettato un fascio laser. Tale segnale è riflesso verso il sensore CCD che ne legge una range map che invia come impulso elettrico al computer.**

Con fascio laser (anzi, con l’acronimo L. A. S. E. R., *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*) si intende una radiazione fortemente monocromatica e brillante, un fascio di elettroni altamente ordinato e direzionato, che viene prodotto per eccitazione generalmente di un cristallo solido (ad esempio rubino) oppure di un mezzo in fase liquida o gassosa (come o He-Ne). In genere alla radiazione laser è associato anche un segnale luminoso (prevalentemente di colore rosso o verde).

La seconda tecnologia costituente il laser scanner, il detector (rivelatore) CCD, acronimo di Charge-Coupled Device, è una tipologia di sensore molto avanzata e molto diffusa che è stata elaborata a partire dagli studi sui semiconduttori nel corso degli anni sessanta: fino a quel tempo, i rivelatori elettronici per la raccolta di immagini ottiche erano fondamentalmente tubi

sotto vuoto. In tale sensore, costituito da una griglia di elementi semiconduttori, il segnale elettromagnetico che raggiunge il CCD viene tradotto in un segnale di tipo elettrico, che restituisce così al computer la matrice dei pixel dell'immagine che colpisce il rivelatore stesso, in forma analogica sul monitor oppure in forma digitale direttamente come file.

Nel presente elaborato di tesi, sono stati utilizzati principalmente due laser a scansione: nella prima ricerca si tratta del Leica HDS 2500 (ex Cyrax), mentre nella seconda è stato utilizzato il Konica Minolta Vivid 910. Per quanto siano entrambi laser scanner, essi sono per certi versi molto differenti, ma anche molto indicativi anche delle diverse potenzialità di tale metodologia.



**Figura 1 3 – due immagini dello scanner laser HDS 2500. A sinistra esso è stato montato sul proprio treppiede. Nell'immagine a destra è ben riconoscibile la finestra dalla quale esce il fascio laser, mentre dall'oblò inferiore il segnale viene raccolto e analizzato dal CCD.**

Per quanto riguarda il Leica (ex Cyrax) HDS 2500, in Figura 1 3, si tratta di un sistema di tipo *Time of Flight* TOF (categoria *ranging* alla Figura 1 1). Il sistema di acquisizione è basato sul principio del tempo di volo: la posizione, ossia le coordinate tridimensionali, di un punto sulla superficie dell'oggetto in acquisizione sono ricostruite confrontando il tempo che l'impulso laser impiega ad essere rilevato dal sensore CCD, dopo essere stato inviato dalla sorgente sull'oggetto stesso.

La scansione avviene mediante un servomotore che guida due specchietti ruotanti, i quali indirizzano il raggio laser sull'area da misurare: così si attiva la *pennellata* laser che scorre sull'oggetto seguendo il reticolo di maglia preselezionata. Prima della scansione, infatti, è necessario definire la risoluzione massima dell'acquisizione ed è possibile impostare le dimensioni dell'area di acquisizione, all'interno di tutta l'area acquisibile a quella distanza oggetto-strumento. La geometria 3D della superficie dell'oggetto viene istantaneamente visualizzata al monitor sotto forma di nuvola di punti 3D. Ad ognuno dei punti acquisiti è

associata una terna di coordinate X, Y, Z di un sistema di riferimento con l'origine collocata al centro dello strumento.

Il fascio laser dalla superficie dell'oggetto porta con sé non solo un'informazione geometrica, ma anche una di tipo *materico*: il raggio riflesso, infatti, ha conseguentemente un'intensità minore rispetto a quello emesso dalla sorgente, in dipendenza del tipo di materiale di cui l'oggetto è costituito e dall'inclinazione del raggio incidente. Tale informazione è restituita nella nuvola di punti acquisita: si tratta di un contributo la cui importanza è dimostrata in questa tesi, nella prima ricerca illustrata.

Nei sistemi a scansione laser il limite di acquisizione è dato dall'ampiezza del campo di vista secondo cui il segnale laser può operare: in questo caso, si tratta di un laser scanner specifico per uso nell'edilizia o nell'ambito territoriale, in quanto lo stesso principio di acquisizione dei dati si presta a coprire distanze maggiori. Infatti, il *range* di acquisizione per questo strumento è compreso tra 1.5 e 50 m.



**Figura 1 4 – un'immagine dello scanner laser Vivid 910. Dall'oblò inferiore è proiettato il fascio laser, mentre in quello superiore è ricevuto il segnale di ritorno dalla superficie dell'oggetto indagato.**

Il laser scanner Konica Minolta Vivid 910 (Figura 1 4) è invece più idoneo a un ambito di oggetti di piccole e medie dimensioni, avendo un range di acquisizione compreso tra 600 e 2000 mm circa. Il principio stesso di acquisizione è diverso: in questo caso, le coordinate dei punti acquisiti sono calcolate sulla base della triangolazione: noti l'angolo di emissione dalla sorgente laser, l'angolo di ricezione nel CCD e la distanza tra sorgente e rivelatore, è possibile

risalire alla distanza di un punto dal centro dello strumento (nella Figura 1 1, tale strumento rientra nella classe *triangulation*). Le coordinate sono acquisite rispetto al sistema di riferimento cartesiano tridimensionale interno allo strumento, la cui origine è collocata in corrispondenza del punto in cui è emesso il fascio laser.

Differentemente dallo strumento a scansione precedente, con il Vivid 910 viene acquisita una nuvola di punti e direttamente è restituita una superficie di tipo mesh. Assieme all'informazione spaziale, tramite il CCD è acquisita anche l'informazione del colore, che fornisce ad ogni scansione un aspetto fotorealistico.

Anche in questo caso alla sorgente laser è associato un sistema di specchi rotanti che permette di acquisire progressivamente “strisce” di informazioni (di qui l'utilizzo della definizione *stripe laser*), effettuando così una *scansione laser* sulla superficie dell'oggetto indagato.

Differentemente dallo scanner precedentemente descritto, sono disponibili tre diverse ottiche fra loro intercambiabili, caratterizzate da una diversa distanza focale  $f$  (TELE,  $f = 25$  mm; MIDDLE,  $f = 14$  mm; WIDE,  $f = 8$  mm). A valori crescenti di  $f$  corrisponde un maggiore livello di dettaglio della nuvola di punti acquisita per un campo di vista di dimensioni inferiori. In questo modo, è possibile scegliere la lente più adeguata a seconda della risoluzione richiesta al rilievo e delle dimensioni dell'oggetto da acquisire.

Prima di iniziare un rilievo con laser scanner 3D, è necessario innanzi tutto pianificare l'acquisizione dei dati, ossia decidere il numero di scansioni e l'angolazione da cui acquisire, la distanza strumento-oggetto e la risoluzione, assicurandosi la copertura intera dell'oggetto (o comunque dell'intera area di interesse) e in particolare garantendo un'area di sovrapposizione tra scansioni contigue, così da permettere le fasi successive di elaborazione.

Va considerato inoltre, che tale fase è strettamente dipendente non solo dalle finalità del rilevamento, ma anche dalla tipologia di strumenti a disposizione, dalla disponibilità in termini di costi e tempi.

L'elaborazione dei dati in seguito alla scansione laser non è una procedura automatizzata: ogni suo momento va accuratamente pesato sulla base di quello che si vuole ottenere come prodotto finale, ma tuttavia è possibile definire una *3D scanning pipeline*, una sequenza costituita da una serie di *task* fondamentali che interessano in particolare il post-processamento dei dati.

I dati acquisiti sono generalmente in forma di nuvola di punti, ossia un dataset costituito da punti con posizione relativa determinata e dalle coordinate note. Per poter essere processati generalmente si procede al *meshing* ossia alla creazione di una superficie mesh, creata

dall'interconnessione dei punti acquisiti. Per alcuni strumenti, invece, sono restituite mesh direttamente e pertanto tale fase non è necessaria, come per il Konica Minolta Vivid 910.

Lo *step* successivo è costituito dalla registrazione, ossia dall'allineamento di tutte le scansioni acquisite tra loro: ciò è effettuato utilizzando scansioni contigue, tramite l'algoritmo Iterative Closest Point ICP introdotto da Besl e McKay nel 1992. Individuando almeno tre coppie di punti omologhi tra due acquisizioni contigue, ossia punti notevoli riconoscibili su entrambe, è possibile roto-traslare una delle due scansioni, sull'altra, cambiando così le sue coordinate e adeguandole a quelle del sistema di riferimento di quella tenuta "ferma". Infatti, le coordinate dei punti acquisiti sono misurate rispetto al sistema di riferimento interno allo scanner (con l'origine collocata in corrispondenza del punto di emissione del fascio laser): ogni scansione è effettuata ruotando l'oggetto oppure spostando lo strumento, pertanto ogni scansione ha coordinate relative a un diverso sistema di riferimento.

Il risultato dell'operazione di registrazione è generalmente molto buono in quanto l'algoritmo è stato particolarmente ottimizzato nel tempo, ma le due scansioni allineate presentano comunque una certa distanza l'una rispetto all'altra. Quando sono allineate tra loro molte scansioni, tale interdistanza si somma tra tutte le coppie e per questo motivo, è richiesta una fase di allineamento globale, in cui tutti gli errori sono riequilibrati, garantendo che tutte le scansioni siano riportate ad un unico sistema di riferimento.

Quindi è possibile fondere tra loro tutte le scansioni in un modello unico, non ridondante, con la fase di *merge* o fusione.

Nella fase di *editing* invece, viene migliorata la qualità della mesh ricostruita, ad esempio tramite procedure di *hole filling*, chiusura di lacune nell'acquisizione, e di *smoothing*, ossia "lisciatura" della superficie. Anche in questo caso si tratta di fasi molto delicate, che potrebbero introdurre artefatti o modificare la geometria del modello creato quando utilizzate troppo pesantemente.

A questo punto il modello può essere semplificato, riducendone la complessità, oppure creando modelli diversi a differente livello di dettaglio: talvolta, la nuvola di punti di partenza può già essere decimata al fine di ridurre la mole di dati da elaborare.

Finalmente, è possibile arricchire il modello o i modelli ottenuti tramite l'attribuzione di caratteristiche quali il colore oppure l'informazione fotografica (*texture mapping*) che possano renderli fotorealistici.

## Parte I. Integrazione di immagini termografiche e nuvole di punti.

### *Capitolo 2. Definizione della research question e stato dell'arte.*

Negli ultimi anni, l'integrazione tra un modello digitale tridimensionale, prodotto da sistemi laser a scansione terrestri, e l'informazione radiometrica, ottenuta mediante acquisizioni fotografiche ad alta risoluzione, permette di aggiungere informazioni fotorealistiche al modello 3D fornendo un prodotto fruibile in modo immediato ed interattivo (vedi Früh et al., 2004; Conforti et al., 2004; Laycock, Day, 2004). Si tratta di un'operazione molto diffusa nell'ambito dei beni culturali in particolare per l'allestimento di musei ed esibizioni virtuali, in cui è possibile indagare anche ad un elevato grado di dettaglio alcuni particolari caratteristiche di un manufatto, in restauri e ristrutturazioni virtuali (Achille et al., 2007, Nickerson 2007): tali considerazioni sono estensibili a scale dimensionali molto diverse, dagli edifici storici ai manufatti archeologici.

La procedura con cui avviene tale integrazione è chiamata *texture mapping*, espressione con cui si intende generalmente una "tessitura" cioè un *pattern*, un'immagine di qualsiasi tipo, che viene utilizzata per rivestire la superficie di un oggetto virtuale, "mappata" tramite proiezione su una superficie, così da fornire un aspetto fotorealistico, in particolare quando tale "tessitura" corrisponda a una immagine fotografica (anche detta *photo-texture*). Tale procedura, particolarmente utilizzata nella ricostruzione virtuale di beni culturali, è oggetto di continue ricerche, in quanto non è un'operazione automatica.

Infatti, per effettuare la texturizzazione, è richiesta generalmente l'identificazione manuale di punti omologhi tra modello 3D e immagine 2D, costituiti da punti naturali notevoli sia sulla fotografia che sul modello 3D. In alcuni casi, si ricorre a tale scopo anche ad appositi segnali collocati direttamente sulla superficie, come *target* al pari di quelli utilizzati nella registrazione di nuvole di punti o *mesh*. Il limite della texturizzazione risiede così nel fatto che essa non è una procedura automatizzata (Remondino et al., 2009).

Tali considerazioni sono valide per immagini di qualsiasi tipo, anche per immagini storiche, oppure ottenute da indagine all'infrarosso o all'ultravioletto.

Infatti, data la disponibilità di sensori, in grado di acquisire informazioni al di fuori dello spettro del visibile, sempre più ampia nella documentazione e nella conservazione di beni culturali, si rende sempre più necessario identificare metodologie di integrazione tra tali dati, permettendo così di effettuare analisi quantitative unendo informazioni spaziali e spettrali.

La ricerca *Thermo-scan* qui illustrata, sviluppata in collaborazione con la ditta Leica Geosystems s.p.a., presenta l'elaborazione di un protocollo di integrazione tra dati ricavati da camere all'infrarosso termico (IR) e dati spaziali ottenuti da rilevamento con laser scanner.

La termografia all'infrarosso è una tecnica non distruttiva che registra la radiazione termica superficiale di un oggetto e ne restituisce un'immagine a colori o in scala di grigi, in relazione a una scala di temperatura (Avdelidis, Moropoulou, 2003). Generalmente tale tecnica è impiegata nello studio di siti archeologici ed edifici storici per fornire una caratterizzazione termica delle strutture e dei materiali presenti. Il riconoscimento di differenze di temperatura o anomalie nella distribuzione della temperatura, ad esempio in una superficie muraria, può indicare la presenza di cavità interne, elementi strutturali, impianti e condutture. Nella mappatura del degrado, tale tecnica diagnostica può aiutare ad identificare e localizzare distacchi nell'intonaco e nel rivestimento, infiltrazioni di umidità e condensa, lesioni strutturali. Quando utilizzata nella modalità "attiva", invece, tramite il riscaldamento o il raffreddamento *ad hoc* di un manufatto o di parte di esso, è possibile investigarne quantitativamente le caratteristiche termiche, grazie al fatto che sono noti i tempi e le caratteristiche spettrali della sorgente di eccitazione. Nella termografia infrarossa passiva, invece, le caratteristiche ricavate sono di natura qualitativa e non è possibile determinare, ad esempio a che profondità alcuni fenomeni si svolgano. L'interpretazione di un rilievo termografico si rivela però piuttosto complicata e per questo motivo è necessario tenere conto non solo della storia del manufatto indagato, ma anche e soprattutto delle caratteristiche fisiche dei materiali coinvolti, sia termiche (conduttività, diffusione, calore specifico ad esempio) che spettrali (remissività, assorbimento, riflessione, trasmissione) che di altra natura (dalla porosità al contenuto d'acqua...).

Una integrazione tra dati geometrici (spaziali) e spettrali (infrarosso termico) consentirebbe di estrarre informazioni quantitative, in merito ad esempio all'estensione di anomalie termiche o particolari fenomeni che si svolgono all'interno di una muratura storica, ma anche di un edificio moderno (alla luce anche della direttiva europea 2002/91/CE in merito alla certificazione energetica degli edifici, anche storici, che mira a sensibilizzare sugli aspetti energetici di un immobile in fase di costruzione, compravendita o in locazione).

Negli ultimi anni alcuni lavori già hanno affrontato il problema di tale integrazione: diversamente dalle immagini acquisite nel range del visibile, nelle immagini termografiche non sono sempre riconoscibili punti notevoli utilizzabili ai fini della texturizzazione. In Rizzi et al., 2007 (a) e in Voltolini et al., 2007, sono riportati alcuni esempi di integrazione di immagini all'IR termico e dati 3D, tramite identificazione di punti omologhi tra le immagini e il modello, grazie a target specifici collocati sulla superficie acquisita, oppure tra immagini



all'IR e modello 3D già texturizzato con fotografie nel visibile. In alcuni lavori molto recenti, invece, il problema dei punti omologhi è stato superato tramite metodi alternativi, in particolare con l'algoritmo *Mutual Information* (Remondino et al., 2009; Uccheddu et al., 2009; Pelagotti et al., 2009). Si tratta di sperimentazioni brillanti non ancora pubblicate al termine del lavoro qui presentato, inoltre, i termini di applicazione del metodo proposto in tali lavori sono diversi da quelli propri del metodo illustrato in questa tesi, come si vedrà anche in seguito.

La presente ricerca è suddivisa in due parti, che descrivono l'ottimizzazione della metodologia elaborata al fine di renderla applicabile nello studio di manufatti storici, i quali necessitano di particolari attenzioni, in particolare legate alla necessaria non invasività delle tecniche di studio.

Nella parte iniziale, sono state digitalizzate e virtualmente ricostruite alcune pareti di manufatti architettonici moderni tramite *laser scanner*, collocando alcuni *target* sulla superficie del manufatto architettonico, mentre le caratteristiche termiche di tali pareti sono state rilevate utilizzando una termocamera all'infrarosso. Avendo reso i target "termo-riconoscibili", ossia riconoscibili in un'immagine termografica, è stato possibile effettuare la texturizzazione dei modelli virtuali con tali immagini, ottenendo così un'integrazione tra i dati spaziali e i dati radiometrici.

Nella seconda parte della ricerca, considerato che nei beni architettonici e archeologici sia da evitare il più possibile il contatto diretto, è illustrata una metodologia per l'appunto *contact-less* in cui, utilizzando una particolare categoria di termocamere all'infrarosso, in grado di acquisire simultaneamente informazioni radiometriche sia nel *range* del visibile che in quello IR, è possibile mappare un modello tridimensionale con immagini termografiche. La metodologia esposta, che può essere vista come una sorta di "evoluzione" di quella precedentemente esposta, senz'altro più speditiva, è stata applicata al caso di un edificio storico, la Cappella di S. Francesco presso la chiesa di San Bernardino a Verona. Come si vedrà in seguito, il progetto ha consentito di integrare fra loro le metodologie coinvolte e realizzare così modelli virtuali texturizzati con immagini termiche.



### *Capitolo 3. Inquadramento del progetto. Integrazione tramite metodologia con target*

Come già introdotto in precedenza, la procedura alla base dell'integrazione di dati radiometrici (un'immagine fotografica acquisita nel *range* del visibile) e dati spaziali, ottenuti da *laser scanner* (o anche da fotogrammetria digitale), è la texturizzazione.

I dati spettrali possono essere texturizzati su una nuvola di punti, in maniera quindi più speditiva, oppure su una superficie tipo *mesh*, costituita di poligoni, garantendo maggiore accuratezza e livello di dettaglio, nonché fotorealismo. Si tratta in ogni caso di identificare punti omologhi, un procedura perciò di tipo interattivo che, richiedendo all'operatore un "contributo", risulta meno affidabile ed è maggiormente complicata quando l'immagine 2D non sia stata acquisita nel *range* del visibile. Il metodo così usato è definito Direct Linear Transformation DLT (o "di Tsai") e consente di utilizzare tali coppie di punti omologhi tra i due supporti, al pari di una registrazione, effettuando così una proiezione dell'immagine sul 3D. Come già definito, queste considerazioni costituiscono il primo "ostacolo" alla buona riuscita del *texture mapping*.

Vi sono inoltre alcuni altri aspetti da valutare che posso inficiare la qualità del fotorealismo finale e quindi della texturizzazione, sia di immagini nel visibile che in altre bande spettrali (Uccheddu et al., 2009). Tra questi, la distorsione dell'immagine radiometrica stessa. È necessario infatti poter garantire una certa uniformità tra le foto acquisite relative a un unico manufatto, aspetto che spesso è pregiudicato dal fatto di utilizzare camere diverse, collocate a distanze o in posizioni diverse oppure con condizioni luminose diverse. Ciò determina in primo luogo che spesso si debba ricorrere all'illuminazione artificiale (Beraldin et al., 2002), che può determinare in alcuni casi il surriscaldamento della superficie del manufatto. Si ricorre spesso anche ad algoritmi di *blending*, di "fusione e aggiustamento" tra immagini adiacenti. È molto frequente poi incorrere in un certo "riflesso" della superficie da acquisire, la cosiddetta riflessione speculare, che ha l'effetto di rendere non leggibile parte dell'oggetto fotografato. In questi casi, si ricorre a metodi diversificati al fine di ridurre ed eliminare tale riflessione (Chow, Chan, 2009).

La texturizzazione è resa più incerta da un'imprecisa registrazione dell'immagine (scelta di un numero di punti di appoggio limitato oppure disomogeneamente distribuito) o infine da errori legati alla generazione della *mesh*. Tutte queste osservazioni sono chiamate distorsioni geometriche della scena.

Le immagini acquisite digitalmente inoltre presentano spesso un range dinamico molto basso, con aree luminose eccessivamente sature mentre quelle scure con bassa informazione (scarso rapporto tra segnale e rumore, Signal/Noise). Per questo motivo si utilizzano foto HDR ad alto *range* dinamico, che raccolgono più informazioni su radianza e luminosità di una scena.

Infine vi possono essere zone della superficie d'interesse precluse alla visuale per la presenza di oggetti estranei alla foto (alberi, passanti...).

Tali considerazioni sono valide non solo per la texturizzazione di immagini nel visibile, ma anche con quelle acquisite con termocamera all'infrarosso (banda dell'infrarosso termico, medio e lontano IR, tra 1400 nm e 1000  $\mu$ m), seppure con alcune precisazioni. Infatti, alcuni di questi punti sono "trascurabili" mentre altri sono più importanti, quando si utilizzano foto all'IR termico.

Se si escludono le recentissime pubblicazioni in merito all'integrazione di dati spettrali e dati spaziali (Remondino et al., 2009; Pelagotti et al., 2009; Uccheddu et al., 2009), le quali introducono un metodo di texturizzazione senza punti di appoggio, ma tramite un algoritmo alternativo, la procedura di identificazione dei punti omologhi per il processo di texturizzazione risulta ancora più difficile nelle immagini all'IR. Ciò deriva dal fatto che se su una superficie vi è una certa omogeneità nella distribuzione della temperatura, ad esempio, risulta molto difficile poter identificare punti di appoggio. Inoltre, come si vedrà in seguito, la risoluzione delle camere termografiche è in genere minore rispetto a quella delle fotocamere digitali in commercio: una minore risoluzione può rendere meno accurata la procedura.

Per quanto riguarda la distorsione dell'immagine radiometrica, nell'IR valgono le stesse considerazioni già viste per il visibile, in particolare per il mantenimento delle stesse condizioni luminose. Infatti, una diversa esposizione alla luce solare o artificiale (ad esempio una finestra che illumina una parete piuttosto che un'altra) può causare un irraggiamento differenziato della superficie. In questo caso, non sarebbe possibile ricorrere al *blending* tra immagini, in quanto l'aggiustamento di luminosità e contrasto tra due immagini significherebbe alterare anche le corrispondenti temperature, considerazioni che si sono dimostrate sempre valide con tali immagini. Inoltre, in condizioni di pari illuminazione, idealmente, due foto contigue, con un minimo di sovrapposizione reciproca, dovrebbero presentare le stesse temperature, ma i sensori presentano massima accuratezza nella rilevazione della temperatura nella parte centrale dell'area di acquisizione, accuratezza che va diminuendo verso le zone più periferiche dell'immagine: si tratta di una caratteristica comune a qualsiasi obiettivo, una distorsione dovuta alla forma stessa della lente.

Anche lavorando con immagini all'IR termico è necessario procedere a una corretta generazione della *mesh* e registrazione dell'immagine su di essa.

Nelle immagini acquisite con termocamera, non sono ancora state effettuate acquisizioni in elevato *range* dinamico, stando alla letteratura finora raccolta.

Come già specificato inizialmente, il presente lavoro di ricerca è stato sviluppato grazie al contributo di Leica Geosystems s.p.a., che ha indirizzato lo studio verso la risoluzione del suddetto problema utilizzando strumentazioni da lei fornite. Inoltre, il progetto è stato articolato in due fasi, riguardanti due differenti metodologie elaborate, la prima delle quali è riportata in questo capitolo mentre le relative applicazioni al successivo. Come si vedrà, le due metodologie elaborate utilizzano punti di appoggio per effettuare la texturizzazione delle immagini sul modello 3D, come anche inizialmente richiesto dalla ditta sostenitrice. La seconda metodologia è invece più articolata e, pur non richiedendo *target* collocati sulla superficie, utilizza comunque punti omologhi per la texturizzazione.

Di seguito è quindi riportato il *workflow*, elaborato nell'ambito della parte iniziale del progetto *Thermoscan*, che ha consentito la texturizzazione delle immagini acquisite (nel *range* dell'infrarosso come in quello del visibile) sulle nuvole di punti ottenute dalle acquisizioni *laser scanner*. Nella descrizione della procedura, è fatto riferimento a strumenti specifici, in particolare forniti da Leica Geosystems s.p.a. per implementare tale metodologia.

### **Fase di acquisizione dati**

#### *1) Posizionamento dei target*

Dopo aver individuato la superficie della parete da acquisire e texturizzare, sono posizionati i *target*. I segnali, infatti, costituiscono i punti di appoggio della georeferenziazione delle nuvole di punti e delle immagini (sia termiche che radiometriche) sul modello virtuale; è necessario perciò studiarne la distribuzione più omogenea sull'area da indagare, così da garantire una proiezione altrettanto omogenea dell'immagine sul modello.

Anche il numero dei segnali utilizzati riveste una certa importanza: nella ricerca svolta, sono stati utilizzati almeno 5 *target* per ciascuna immagine da texturizzare (il numero di *target* minimo è legato al software di utilizzo, come spiegato in seguito). I *target*, inoltre, possono essere preferenzialmente disposti soprattutto nelle zone a maggiore ondulazione della superficie, così da poter texturizzare l'immagine con maggiore precisione: in questo modo è possibile ridurre gli errori dovuti alla distorsione geometrica della scena, derivanti da una registrazione non buona di dati 2D (immagini) e dati 3D (nuvole di punti o *mesh*).

Come accennato, i *target*, oltre a permettere la rototraslazione delle nuvole di punti acquisite in uno stesso sistema di riferimento, permettono la texturizzazione delle immagini sul modello tridimensionale globale.

I segnali possono essere di diversa tipologia. Negli studi effettuati, ne sono stati utilizzati due tipi: i *target laser scanner* Leica e i target fotogrammetrici (Figura 3 1).

Nel primo caso, si tratta di segnali ad alta riflettività e retroriflettenti, di dimensioni 7.5 x 7.5 cm: mediante scansioni di dettaglio ad alta risoluzione (*laser scanner* Leica HDS 2500) il centro di tali segnali viene rilevato e calcolato in maniera semi-automatica dal software implementato nello strumento, che associa al baricentro del segnale nella nuvola di punti le rispettive coordinate in un sistema di riferimento con origine nel centro dello strumento.

I *target* fotogrammetrici utilizzati sono invece di piccole dimensioni (1 x 1 cm) per la fase di texturizzazione, come punti di appoggio supplementari, i quali però, diversamente dai precedenti, non vengono identificati dal *laser scanner* in maniera automatica e non sono stati pertanto considerati ai fini della rototraslazione delle nuvole di punti, ma in fasi di verifica successive.



**Figura 3 1 – Target *laser scanning* retroriflettenti Leica HDS 2500 (7.5 x 7.5 cm) a sinistra e fotogrammetrici (1 x 1 cm) a destra.**

## 2) *Acquisizione 3D della parete*

La superficie viene quindi acquisita con il *laser scanner*: per i casi di studio qui presentati, è stato utilizzato Leica HDS (ex Cyrax) 2500, un laser a tempo di volo (*Time Of Flight* TOF) che permette di acquisire in pochi minuti le coordinate tridimensionali di grandi quantità di punti distribuiti sulla superficie in esame secondo una griglia regolare.

Per ottenere una copertura dell'intera parete, limitando così zone d'ombra ed elementi in sottosquadro, sono generalmente state acquisite anche più nuvole di punti di una stessa area.

Il principale errore di un sistema di rilevamento laser a tempo di volo (Figura 3 2) è legato alla misura del punto sull'oggetto da acquisire (dipendenti dalla risoluzione dello strumento, dalle condizioni atmosferiche e luminose, dalle condizioni superficiali dell'oggetto stesso): i punti delle *range image* (cioè le scansioni) sono così caratterizzati da un errore di tipo gaussiano nell'intorno dei punti dell'oggetto. Si hanno tre curve gaussiane con varianze diverse lungo gli assi  $x$ ,  $y$  e  $z$  delle *range image*, dove il piano  $XY$  è il piano immagine della *range camera*.

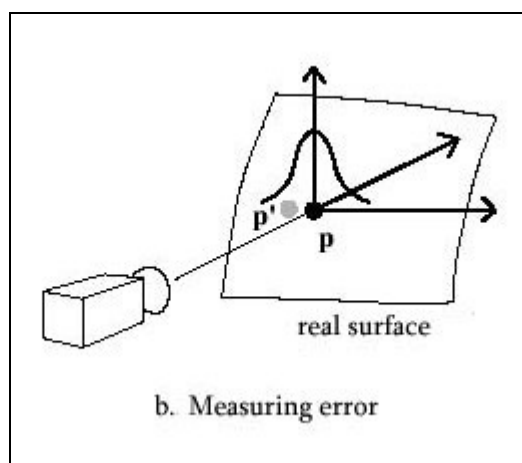


Figura 3 2 – L'errore di misura con un laser a scansione.

### 3) *Acquisizione della posizione dei target con laser scanner*

Al termine della scansione della superficie, vengono effettuate scansioni di dettaglio con lo stesso Leica HDS 2500, centrate su ciascuno dei *target* posti sulla parete: i segnali vengono individuati manualmente sulla nuvola di punti ed acquisiti dallo strumento che, alla fine, identifica automaticamente il *target* scansionato.

L'incertezza nel calcolo delle coordinate del target dipende dalle incertezze e dagli errori del laser a scansione.

### 4) *Acquisizione della posizione dei target con stazione integrata*

I *target* acquisiti dal *laser scanner* vengono successivamente posizionati mediante osservazioni con una stazione integrata, in questo caso Leica TC 2003. L'utilizzo delle metodologie topografiche classiche risulta indispensabile per allineare nuvole di punti che non presentano sovrapposizioni reciproche, come nel caso di collegamento interno/esterno di una parete: in questo caso, dopo aver progettato, materializzato e misurato una rete locale di riferimento, vengono misurate le coordinate di tutti i *target* nello stesso sistema di riferimento locale. L'acquisizione delle coordinate del target dipende dallo strumento, estremamente accurato, caratterizzato da un'incertezza costante di 1 mm, più 1 mm ogni km nella distanza di misura.

### 5) *Acquisizione delle immagini fotografiche*

Per testare la metodologia di integrazione, sono state acquisite anche immagini nel range del visibile. A questo scopo, è stata utilizzata la camera digitale metrica Canon EOS 1 – Ds Mark II con risoluzione di 16.7 Megapixel (con obiettivi di 28 mm e 51 mm).

Le immagini vengono acquisite non solo dai punti di stazionamento del *laser scanner*, ma anche da altre posizioni geometricamente compatibili, allo scopo di realizzare la copertura

delle aree occluse. La successiva texturizzazione permetterà di aggiungere informazioni fotorealistiche al modello tridimensionale, ottenendo un prodotto fruibile in modo immediato ed interattivo.

#### 6) *Termo-visibilizzazione dei target*

Per poter essere correttamente riconosciuti nell'immagine termica ed effettuare in questo modo una corretta texturizzazione, si rende necessario che i *target* siano anche “termicamente visibili”, cioè con una temperatura molto diversa (e quindi cromaticamente riconoscibili), rispetto al contesto della superficie in cui si trovano.

Così i *target laser scanner* Leica sono stati vaporizzati con uno spray freddo, ossia del ghiaccio secco (un prodotto per uso medico). Si tratta di una fase da compiersi con una certa rapidità dato che l'effetto di istantaneo raffreddamento del segnale ha una durata piuttosto breve nel tempo (pochi minuti). Vengono spruzzati di volta in volta solo quei *target* che si trovano nell'area della parete che deve essere acquisita con la camera termografica.

Ciò che è importante è che le dimensioni dell'area vaporizzata siano più limitate possibili così che l'area cui essi corrispondono nella relativa immagine IR sia altrettanto limitata: tale operazione è infatti fortemente importante ai fini della texturizzazione. Un'area corrispondente ai target troppo grande potrebbe inficiare il risultato finale.

#### 7) *Acquisizione delle immagini con camera termografica all'infrarosso*

Viene effettuata un'acquisizione (*Reference image*) con la camera termografica, inizialmente con una singola presa in modalità automatica per evidenziare il *range* di temperature riconosciute. Successivamente, per mantenere l'omogeneità tra le misure anche nella scala colorimetrica tra le varie prese, vengono effettuate tante acquisizioni quante sono quelle necessarie per coprire l'intera superficie.

Risulta più conveniente acquisire un maggiore numero di immagini termiche per la copertura della intera superficie piuttosto che acquisire un'unica immagine, specialmente nel caso di pareti molto ampie o strutturalmente complesse, data la minore sensibilità del detector al crescere della distanza. Inoltre, nel caso di interruzioni nella continuità di curvatura della superficie (in presenza, ad esempio, di spigoli), la scelta di acquisire un'immagine per ogni superficie in continuità di curvatura (quindi un'immagine per la parete a sinistra, e una per la parete a destra dello spigolo) si è dimostrata una buona soluzione.

Infine, le immagini prese frontalmente rispetto alla superficie producono risultati generalmente migliori rispetto ad acquisizioni di scorcio in quanto con la procedura di texture mapping è più facile ricostruire il punto di presa della fotografia.



## Elaborazione dati

### 8) Allineamento delle nuvole di punti

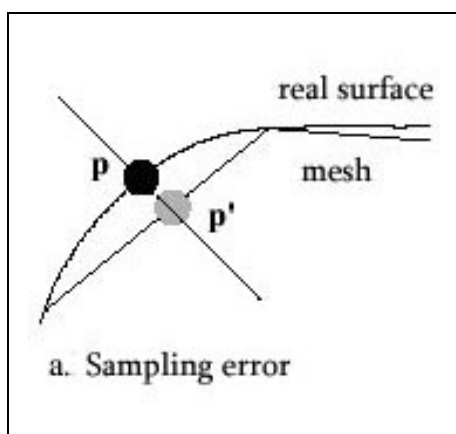
Se la copertura della parete in oggetto viene garantita dall'acquisizione di più scansioni, nell'ambiente software Cyclone, versione 5.3, le scansioni vengono fra loro allineate: ai *target* acquisiti con il *laser scanner* vengono assegnate le coordinate misurate con la stazione integrata. In questo modo tutte le nuvole di punti vengono rototraslate nel sistema di riferimento locale definito dalla rete topografica, generando il modello 3D finale della superficie architettonica.

Questa fase è accompagnata dall'errore di registrazione, dipendente dalla precisione della stazione totale e dall'algoritmo di registrazione stesso del software di elaborazione dati.

### 9) Meshing delle nuvole di punti

La fase di texturizzazione è un'operazione che deve essere effettuata necessariamente su una superficie continua (stando al software utilizzato in questa metodologia), sulla quale l'immagine venga poi proiettata. Pertanto, le nuvole di punti vengono trasformate in superfici virtuali di tipo *mesh*, nella maggior parte dei casi formando triangoli di forma irregolare. Per questa operazione vengono utilizzati gli ambienti software *Reconstructor* e *LeiosMesh*.

La qualità dell'operazione di *meshing* dipende dall'algoritmo stesso e dai parametri che vengono scelti, ossia la direzione lungo la quale proiettare i triangoli e le dimensioni dei triangoli. Ciò significa che la *mesh* non viene creata semplicemente dall'interconnessione della nuvola di punti, ma che in ogni caso viene generata una rete dalle maglie uniformi: in questo modo alcuni punti vengono necessariamente interpolati. Due triangoli di due *mesh* rappresentanti la stessa superficie non saranno mai coincidenti (errore di campionamento dell'oggetto, Figura 3 3).



**Figura 3 3 – errore di campionamento nella creazione della mesh (sampling error).**

### 10) Utilizzo dei target georiferiti

I *target* georiferiti vengono resi visibili nel modello virtuale così da poter essere riconoscibili per la georeferenziazione delle immagini su di esso. Le coordinate dei *target* vengono pertanto importate nel software di utilizzo e riconosciute come geometrie di riferimento. È infatti difficile, ma soprattutto poco preciso, individuare manualmente la geometria di un *target* (e in particolare il suo punto centrale) sulla *mesh*: invece, evidenziando il centro dei segnali sulla *mesh* tramite l'importazione delle loro coordinate, essi sono più facilmente riconoscibili e facilitano la texturizzazione. Se fosse usato per la texturizzazione un software della stessa casa madre del laser scanner, tale operazione non sarebbe stata necessaria, in quanto in tale ambiente, i *target* sarebbero automaticamente stati riconosciuti e resi più visibili.

### 11) Georeferenziazione del visibile

Nell'ambiente software RapidForm 2004, l'immagine viene texturizzata sulla *mesh*, utilizzando come punti d'appoggio i *target laser scanning* e fotogrammetrici sulla superficie reale, nel numero minimo di 6 elementi. Infatti, sono stati effettuati alcuni test su una parete ad andamento piano, dai quali è stato deciso di utilizzare almeno 6 *target* (tali test sono riportati al paragrafo seguente).

Infatti, si consideri che il software utilizzato per la texturizzazione è RapidForm 2004, che richiede al minimo 5 punti omologhi tra l'immagine e il modello 3D. Sono stati eseguiti dei test, su una parete piana di 25 m<sup>2</sup> circa, la stessa descritta al capitolo seguente, per verificare l'incertezza nella texturizzazione di un'immagine nel visibile con 5, 6, 7, 8 *target*. Sono state verificate le coordinate dei *target* fotogrammetrici al variare del numero di *target* utilizzati, dopo che l'immagine è stata mappata sul modello. Verificando la differenza di coordinate rilevate con la stazione totale e le coordinate a seguito della mappatura sulla *mesh*, la deviazione standard ottenuta tra tutti i 10 *target* è di media attorno a 6 mm per X e Y per 5 e 6 *target*, mentre di 5 mm per X e Y per 7 e 8 segnali. Sono stati perciò ritenuti sufficienti 5 *target*, considerando comunque la ridotta complessità di una parete piana (probabilmente per una superficie ad andamento curvo o molto complessa e strutturata ne sarebbero necessari di più).

### 12) Texturizzazione dell'infrarosso

Nello stesso RapidForm 2004, l'immagine all'infrarosso viene texturizzata sulla *mesh*, utilizzando come punti d'appoggio i *target laser scanning* e fotogrammetrici sulla superficie reale, nel numero minimo di 5 elementi.

L'utilità dell'aver reso i *target* termicamente riconoscibili con il ghiaccio secco viene qui dimostrata pienamente, con i *target* contrassegnati da un colore distinto nell'immagine, corrispondente ad una temperatura molto più fredda rispetto al contesto in cui si trovano.

Sono stati effettuati alcuni test utilizzando 5, 6, 7, 8 *target* anche per IR valutando l'andamento dello scarto quadratico medio dei *target* non utilizzati (*laser scanner* e fotogrammetrici) al crescere dei primi, i cui risultati sono riportati al paragrafo seguente, sia per le immagini all'infrarosso che per quelle nel visibile. Con 5 e 6 *target* è stata ottenuta una deviazione standard media tra X e Y attorno a 3 cm, mentre con 7 e 8 segnali è attorno a 1 cm. La seconda soluzione sarebbe preferibile, ma il numero di *target* è stato considerato molto alto per un'area così limitata (25 m<sup>2</sup>) pertanto nelle applicazioni che seguiranno sono stati impiegati *target* nel numero minimo di 6.

I valori di incertezza sono necessariamente maggiori rispetto a quelli nel visibile, e ciò da ascrivere alla diversa risoluzione delle immagini: le camere all'infrarosso termico per uso edilizio come quelle usate presentano difficilmente risoluzione superiore a 640 x 480 pixel. Inoltre, i punti omologhi individuati sull'IR sono aree nere corrispondenti ai *target* spruzzati col ghiaccio secco e quindi sono meno definiti come punto rispetto a quelli nel visibile, in cui si riconosce perfettamente la geometria del *target*, anche di tipo fotogrammetrico.

È stato effettuato anche un test di texturizzazione utilizzando più punti d'appoggio: infatti sono stati considerati anche i 10 *target* fotogrammetrici, acquisiti con la stazione integrata ma non riconoscibili automaticamente dal *laser scanner*, per un totale di 16 *target*. Il risultato ottenuto è molto buono, non potendo coprire la superficie di studio con un numero elevato di *target*, per questioni pratico-operative e per non generare ulteriori zone d'ombra, si deve sempre arrivare ad un giusto compromesso tra numero di *target* per immagine e qualità finale del modello texturizzato.

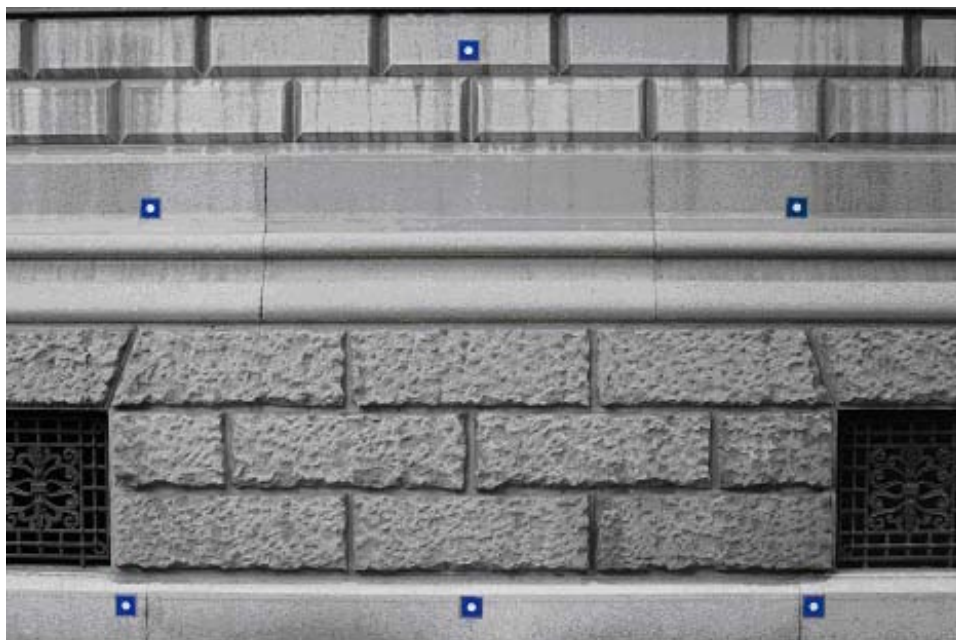


## Capitolo 4. Alcuni casi di applicazione.

Vengono riportati di seguito tre *case-study* in cui è stata applicata la metodologia precedentemente descritta: una parete ad andamento piano, una parete con doppio angolo (parete “Z”), ed una parete chiusa (interno ed esterno).

### **Parete piana**

Nel primo caso illustrato è stata acquisita una singola parete (Figura 4 1), strutturalmente molto semplice, con andamento piano ma morfologicamente complessa e con un’area di circa 25 m<sup>2</sup>. Su di essa sono stati posizionati 6 *target* Leica HDS 2500, distribuiti omogeneamente sulla superficie di interesse, e 10 *target* di tipo fotogrammetrico (dimensioni 1x1 cm).



**Figura 4 1 – La parete piana del primo caso di studio.**

Il rilievo 3D con il *laser scanner* Leica HDS 2500 della parete è stato effettuato mediante due acquisizioni da punti di stazionamento differenti per limitare le zone d’ombra tra i conci, con un passo di campionamento di 5 mm e ad una distanza *laser scanner* – parete di circa 5 m: sono state così ottenute due nuvole di punti.

I 6 *target* Leica sono stati scansionati nel dettaglio con il *laser scanner* e, assieme ai fotogrammetrici, misurati con la stazione integrata mediante intersezioni in avanti multiple, ottenendo precisioni sub-millimetriche. Inoltre, sono state acquisite immagini fotografiche nel *range* del visibile mediante la camera digitale metrica Canon EOS 1 – Ds Mark II e nell’infrarosso con la termocamera Flir B2. Entrambe le serie di immagini sono state acquisite ad una distanza camera – parete di circa 2 m.

Dopo che le coordinate dei punti delle scansioni acquisite sono state rototraslate nel sistema di riferimento locale dei punti d'appoggio (con errore massimo di mosaicatura di 1 mm), dal modello 3D finale, nell'ambiente software Reconstructor, è stata effettuata una triangolazione, che ha fornito una superficie continua di tipo mesh sulla quale realizzare la georeferenziazione delle immagini.

Con il software RapidForm 2004, dopo aver evidenziato le coordinate dei *target* (Figura 4 2) come entità geometriche di riferimento riconoscibili sulla mesh, si è proceduto con la texturizzazione dell'immagine nel *range* del visibile (Figura 4 3).

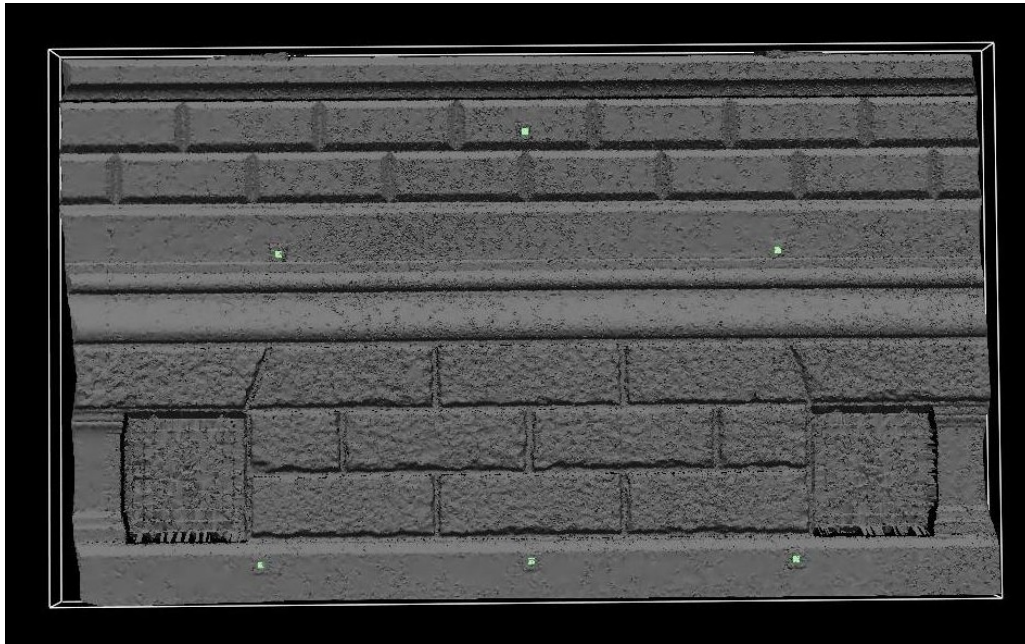


Figura 4 2 – La mesh della parete piana con i *target laser scanner* Leica segnalizzati.

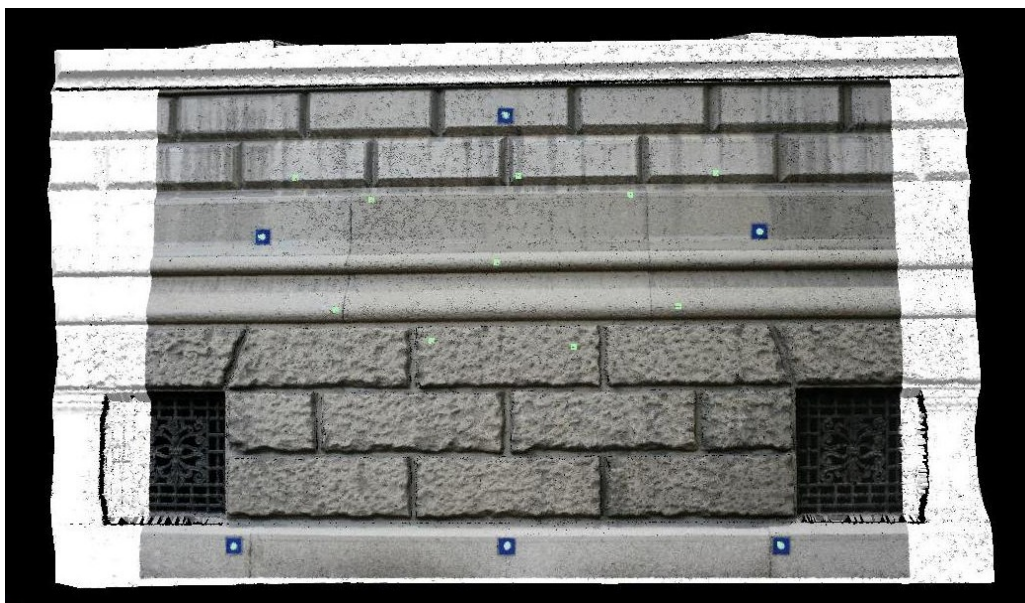


Figura 4 3 – Texturizzazione dell'immagine nel range del visibile e visualizzazione dei *target* fotogrammetrici (in verde).

La texturizzazione con l'immagine IR è avvenuta tramite il riconoscimento manuale dei 6 *target laser scanner* Leica identificati nella *mesh* come geometrie di riferimento e nell'immagine termica con un colore indicante i punti più freddi della superficie (grazie all'espedito del ghiaccio spray utilizzato prima dell'acquisizione con la camera termografica, Figura 4 4).

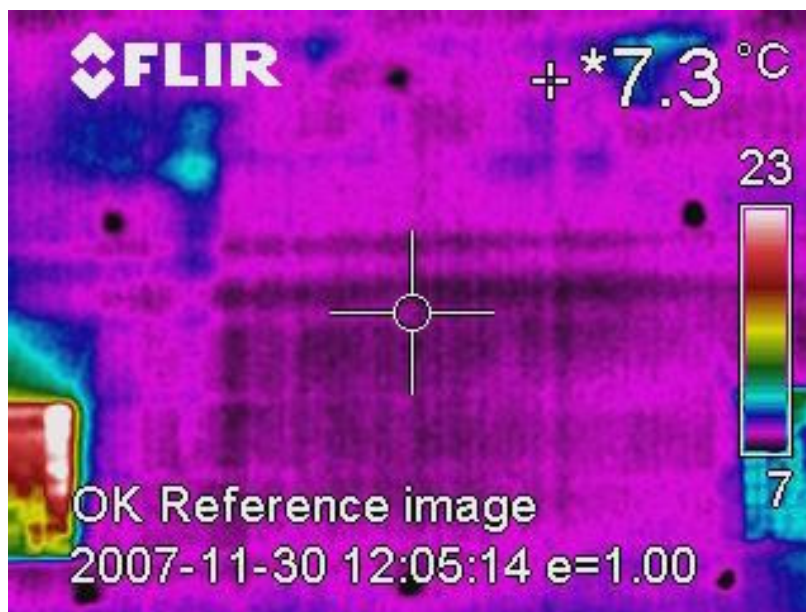


Figura 4 4 – Immagine all'infrarosso acquisita dalla temocamera: in colore nero i 6 *target* vaporizzati con lo spray freddo e utilizzati ai fini della texturizzazione.

Il risultato dell'operazione è riportato in Figura 4 5. La texturizzazione è stata quindi effettuata utilizzando gli stessi *target laser scanner* necessari per la georeferenziazione delle nuvole di punti: non sono stati utilizzati punti naturali (come ad esempio spigoli, intersezioni tra conci) proprio per la difficoltà di individuazione dello stesso punto nell'immagine termografica e nella *mesh* triangolare.

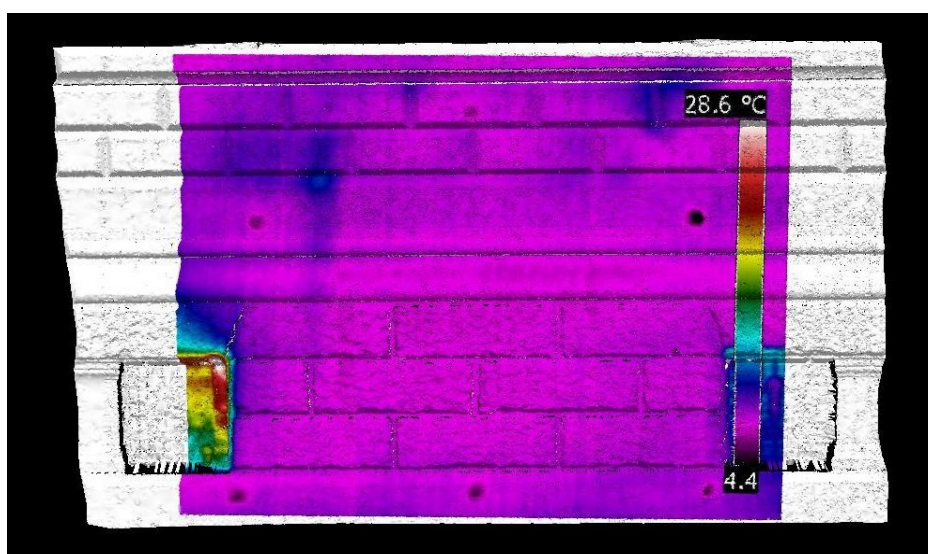


Figura 4 5 – Texturizzazione dell'immagine nel range dell'infrarosso.

A causa della scarsa risoluzione delle immagini termiche (dimensioni di 640 x 480 pixel, contro 4992 x 3328 pixel dell'immagine nel visibile), per ottimizzare la texturizzazione sono stati effettuati alcuni test con risoluzioni maggiori della stessa immagine termica, ricampionata con software specifico (Adobe Photoshop). Sono state georeferenziate immagini a 800 x 600 pixel e 1024 x 768 pixel, scegliendo gli stessi 6 *target laser scanner* Leica come punti d'appoggio utilizzati anche precedentemente; tuttavia, non sono stati ottenuti miglioramenti significativi (Figure 4 6 e 4 7).

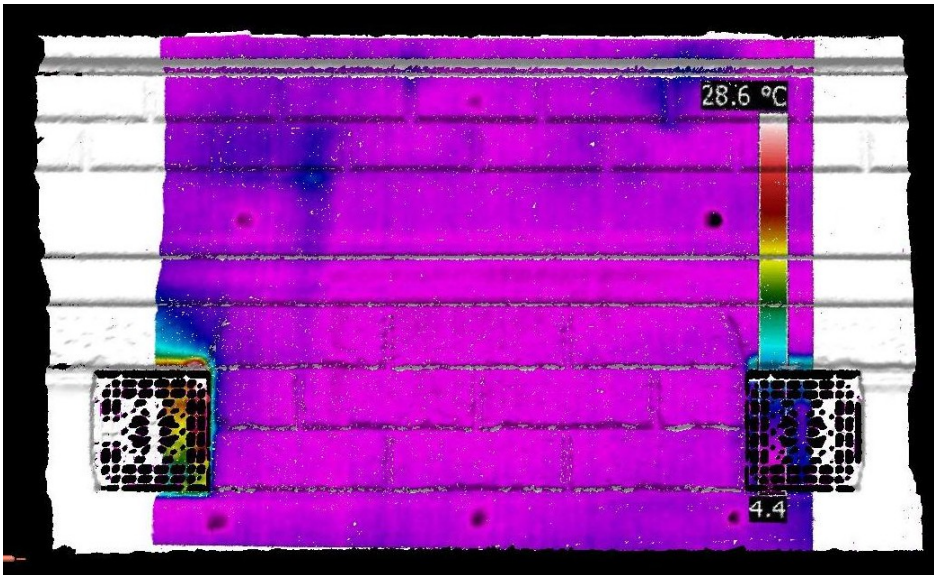


Figura 4 6 – Texturizzazione dell'immagine nel range dell'infrarosso, con risoluzione di 800 x 600 pixel.

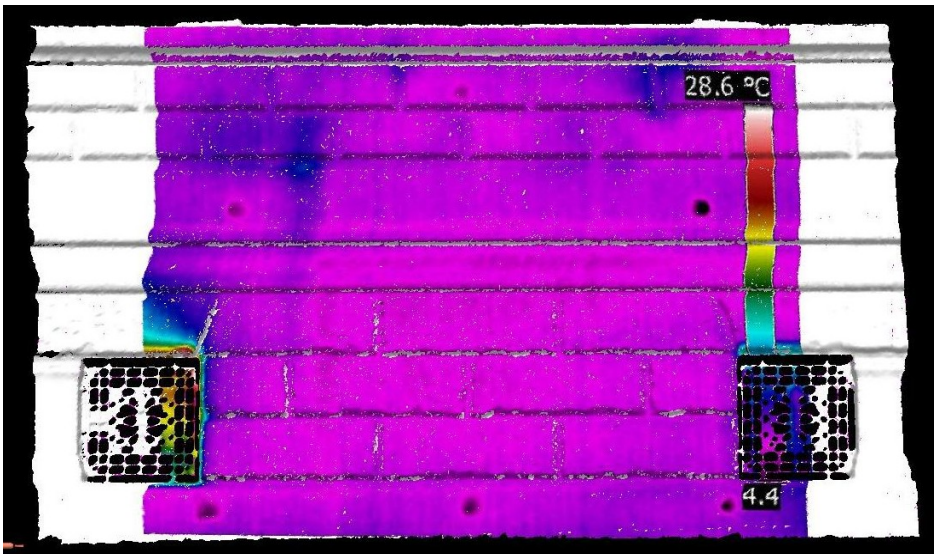


Figura 4 7 – Texturizzazione dell'immagine nel range dell'infrarosso, con risoluzione di 1024 x 768 pixel.

## Parete "Z"



La parete “Z” costituisce un caso particolare di studio in cui la superficie in esame presenta delle interruzioni di continuità che rendono molto meno immediata la texturizzazione (presenza di spigoli).

Da una vista in pianta, la conformazione è a “Z” per l’appunto, con tre pareti, le due laterali fra loro parallele mentre quella centrale è ad esse perpendicolare (Figura 4 8).



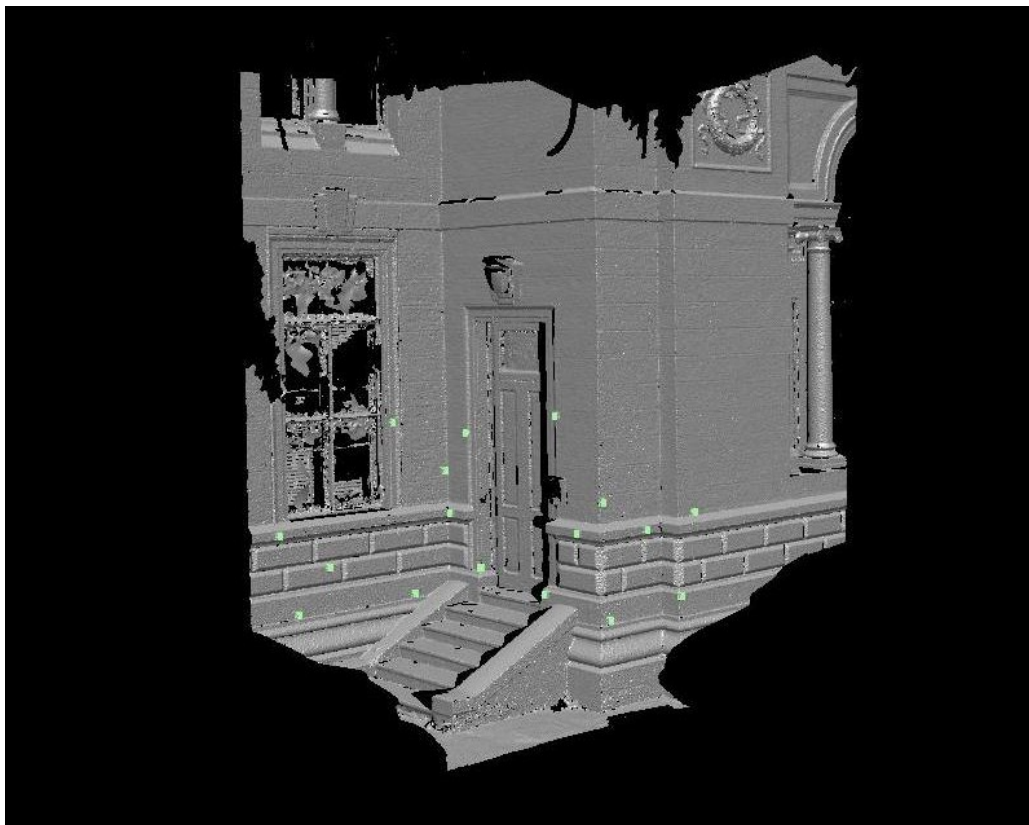
**Figura 4 8 – Il caso di studio di parete “Z”.**

Sulla superficie architettonica, sono stati disposti 17 *target* laser scanning tipo Leica ed è stata effettuata una sola scansione mediante il *laser scanner* Leica HDS 2500, con passo di campionamento di 5 mm e ad una distanza *laser scanner* – parete di circa 10 m. In questo caso non sono stati utilizzati *target* fotogrammetrici in quanto, come accennato precedentemente, non vengono utilizzati per l’allineamento delle nuvole di punti laser scanning, ma eventualmente solo come punti omologhi, tra scansione e immagine, in fase di texturizzazione. I *target* sono stati successivamente acquisiti con scansioni di dettaglio, uno ad uno, e misurati mediante la stazione integrata Leica TC 2003 in un sistema di riferimento locale secondo il principio dell’intersezione in avanti multipla: anche in questo caso sono state ottenute precisioni sub-millimetriche.

Le prese fotografiche nel *range* del visibile sono state effettuate sia sull’intera superficie che per ognuna delle tre pareti in esame, utilizzando la camera digitale metrica Canon EOS 1 – Ds Mark II; anche per le immagini nell’infrarosso, l’acquisizione è stata effettuata sull’intera area e separatamente per ciascuna delle tre superfici, utilizzando la camera Flir B2; tutte le prese sono state effettuate ad una distanza camera – parete di circa 10 m.

In fase di elaborazione la nuvola di punti laser scanning è stata rototraslata nel sistema di riferimento dei punti d'appoggio, imponendo le coordinate tridimensionali dei *target* rispettivi e utilizzando il software Cyclone versione 5.3 (errore massimo di mosaicatura di 2 mm); successivamente il modello 3D finale è stato triangolato in una superficie di tipo mesh tramite il software LeiosMesh.

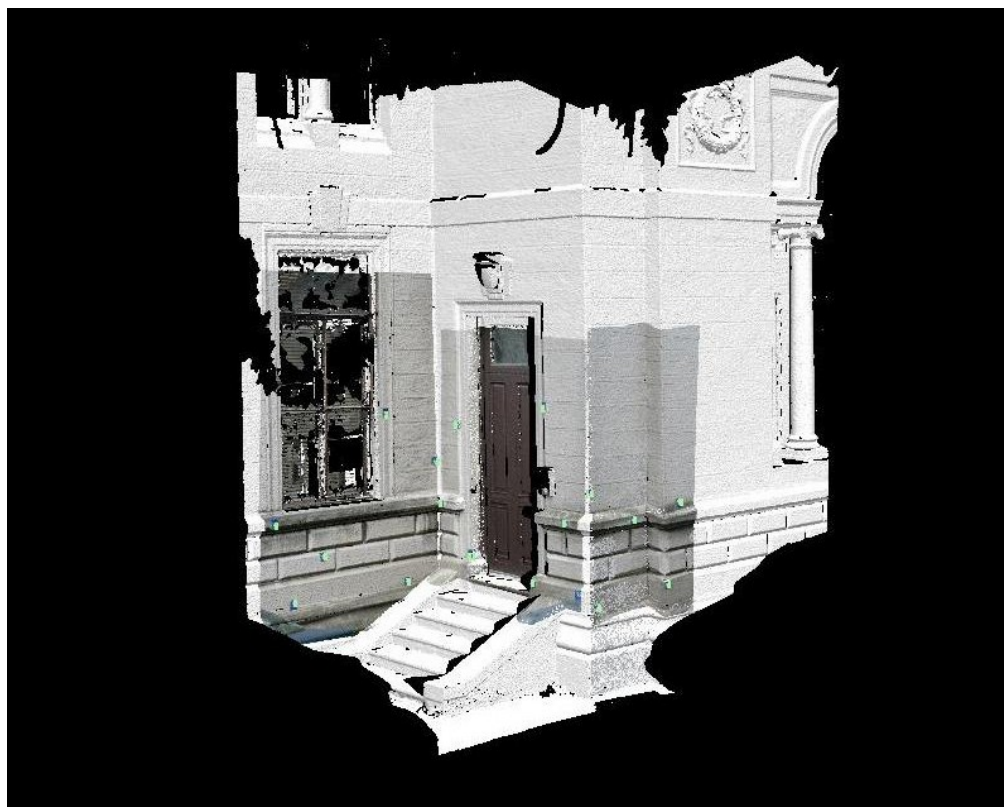
Nell'ambiente RapidForm 2004, dopo aver evidenziato le coordinate dei 17 *target* posizionati sulla parete e riconoscibili come entità geometriche sulla mesh (Figura 4 9), si è proceduto con la texturizzazione delle immagini radiometriche (Figura 4 10) collimando i punti d'appoggio (*target*) tra superficie *mesh* e immagine nel visibile. In questo caso sono state utilizzate le immagini acquisite con asse della camera perpendicolare a ciascuna delle tre superfici in quanto, considerando un'unica immagine complessiva acquisita di scorcio, nella *texture* si presumeva che si sarebbero generate deformazioni ed incongruenze inaccettabili.



**Figura 4 9 – Mesh della Parete “Z” con evidenziati i centri dei *target* Leica.**

Infatti, nel caso di pareti complesse, utilizzando il software RapidForm 2004, si rende necessario dover semplificare l'operazione di texturizzazione, operando parete per parete: in questo modo, fin dalla campagna di misure è necessario progettare adeguatamente le prese prevedendo acquisizioni separate per ciascuna superficie che costituisce l'oggetto di studio. Inoltre, le singole prese devono essere effettuate con asse della camera perpendicolare alla generica parete per poter poi operare in maniera semplificata durante il post-processamento

dei dati: i risultati migliori si ottengono operando la texturizzazione per ciascuna superficie separatamente.



**Figura 4 10 – Texturizzazione delle immagini nel range del visibile (un’immagine acquisita per ciascuna delle tre pareti).**

Un ulteriore miglioramento del risultato si potrebbe ottenere in corrispondenza degli spigoli dove, saltuariamente, sono state riscontrate lacune di texturizzazione.

Da notare, inoltre, come in corrispondenza dei vetri delle finestre, nella parte in sinistra, la *mesh* non sia di buon livello (Figura 4 9): la causa risiede nel fatto che il raggio laser può attraversare il vetro e colpire la parete interna della stanza, ma può anche essere riflesso (dipende in particolare dalle caratteristiche del vetro, dall’opacità, dalla rugosità della superficie, dall’angolo di incidenza del raggio laser); nella fase di “pulizia” della scansione, i punti interni alla stanza vengono eliminati e quindi i punti che descrivono la superficie vetrosa possono essere molto sparsi, generando *mesh* di scarsa qualità. Naturalmente, nelle aree in cui la *mesh* generata non risulta soddisfacente, anche la texturizzazione non fornisce buoni risultati (Figura 4 10).

Anche nell’ambito dell’infrarosso sono state evidenziate problematiche analoghe al caso del visibile: la texturizzazione con una sola immagine termica acquisita di scorcio se da un lato permette di coprire tutta la superficie oggetto di studio, senza lasciare lacune di

texturizzazione (Figura 4 11), dall'altro genera deformazioni rilevanti, come ad esempio in corrispondenza delle aree con forti cambiamenti di pendenza (spigoli).

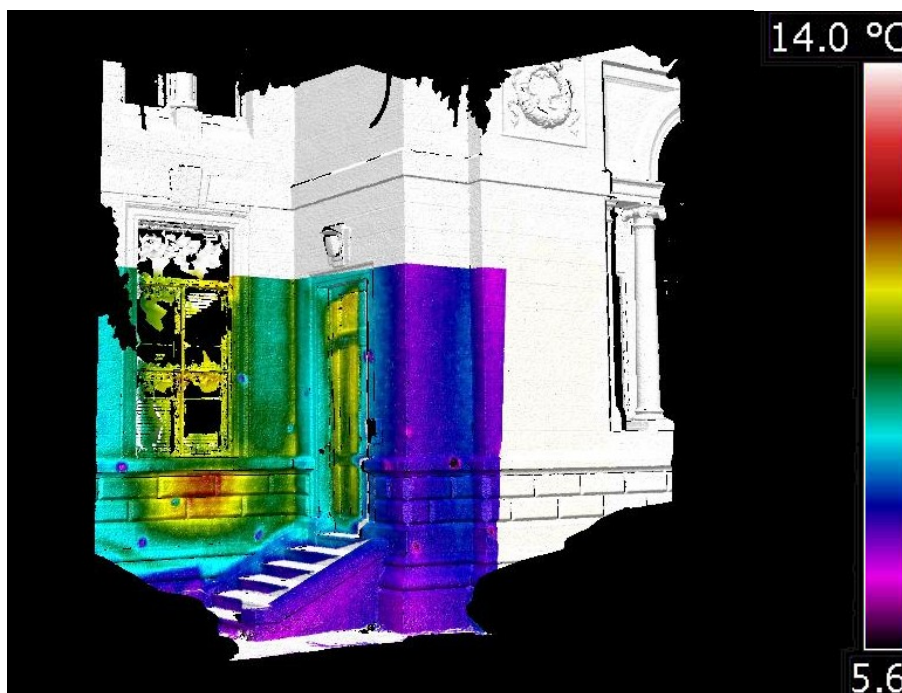


Figura 4 11 – Texturizzazione dell'immagine nell'IR (un'unica immagine).

Pertanto, è stato necessario effettuare una georeferenziazione parete per parete come nel caso del visibile: anche qui i risultati hanno fornito una mappatura dell'immagine di migliore qualità (Figura 4 12).

Nonostante sia più difficile valutare la qualità della texturizzazione di un'immagine nell'infrarosso rispetto ad una nel visibile (visto che non restituisce le geometrie esatte ma le loro caratteristiche termiche), in corrispondenza di particolari riconoscibili, come porte, finestre o elementi architettonici, si nota comunque che il risultato dell'operazione è ancora migliorabile: con riferimento alla parete centrale di Figura 4 12, la texturizzazione in corrispondenza alla porta presenta delle anomalie. Questo è stato causato dall'impossibilità di acquisire immagini termiche con asse della camera perpendicolare alla superficie centrale (per mancanza dello spazio necessario): utilizzando un'immagine acquisita di scorcio il risultato della texturizzazione, con il software RapidForm 2004, risulta peggiore.

In questo esempio si nota come, al di sotto di finestra, mostrata nella stessa Figura 4 12, sia presente una dispersione termica piuttosto rilevante (il rosso corrisponde ad una temperatura di circa 12°C, mentre l'area circostante, verde, fornisce una temperatura di circa 10°C): l'immagine è stata acquisita nel mese di dicembre 2007 e all'interno della stanza, sotto la finestra, è presente un termosifone acceso.

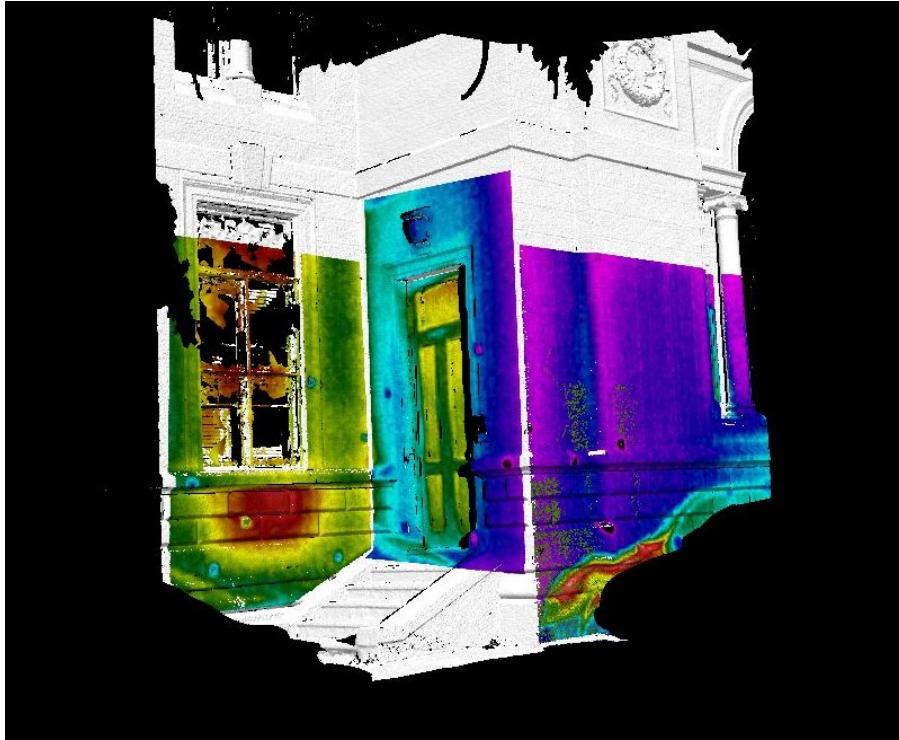


Figura 4 12 – Texturizzazione delle immagini nell’infrarosso (tre immagini, una per ogni superficie). Uniformità di scala con Figura 3 12.

### **Parete chiusa**

Il terzo caso riguarda la parete di una stanza situata al primo piano di un edificio per la quale è stata rilevata sia la porzione esterna (Figura 4 13) che quella interna (Figura 4 14): lo scopo era quello di fornire una texturizzazione termica completa della parete (interno ed esterno) per individuare fenomeni e comportamenti interni alla muratura.

Prima dell’acquisizione dei dati, sulla parete esterna sono stati posizionati 9 *target laser scanner* Leica distribuiti uniformemente sull’area di interesse, mentre sulla parete interna sono stati collocati 15 *target* a causa della difficoltà di operare in ambienti interni, caratterizzati da spazi limitati (utilizzando gli obiettivi disponibili non è stato possibile acquisire, con una sola immagine nel visibile e nell’infrarosso, l’intera parete interna; vedi Figura 4 14).



**Figura 4 13 – La porzione esterna della muratura rilevata.**



**Figura 4 14 – La porzione interna della parete rilevata.**

Le due porzioni della parete sono state acquisite con il *laser scanner* Leica HDS 2500 con passo di campionamento di 5 mm e ad una distanza dalla parete di circa 15 m per la parte esterna e circa 5 m per la parte interna. Per rilevare la parete interna è stata effettuata una sola scansione, mentre per coprire quella esterna sono state necessarie due acquisizioni. Come nei casi precedenti, sui *target* sono state effettuate scansioni di dettaglio per determinare con elevata precisione il baricentro dei segnali stessi.

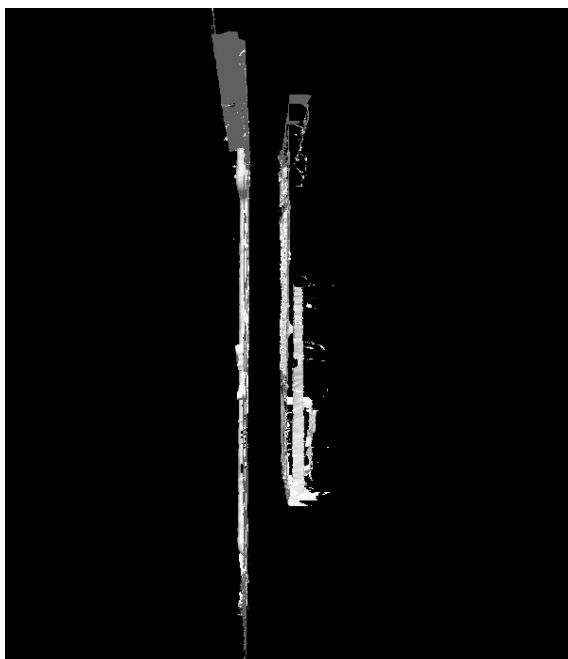
E' stata quindi predisposta e misurata una rete locale di riferimento necessaria per collegare, in un unico sistema, i *target* posizionati sulla parete interna a quelli presenti sulla parete

esterna; la rete, costituita da tre vertici, è stata misurata con la stazione integrata Leica TC 2003; dai punti rete sono stati quindi acquisiti tutti i *target laser scanner*.

L'acquisizione fotografica nel visibile è stata effettuata con la camera digitale metrica Canon EOS 1 – Ds Mark II dagli stessi punti di stazionamento del *laser scanner*, utilizzando l'obiettivo di focale 28 mm. L'acquisizione termografica, con la camera Flir B2, è stata effettuata dopo aver evidenziato termicamente i *target* mediante lo spray di ghiaccio secco: complessivamente sono state acquisite quattro immagini nell'infrarosso per la parete interna (dove è stato evidenziato un *range* termico compreso tra 12°C e 37°C circa) e due per la parete esterna (con intervallo termico compreso tra circa 5°C e 16°C). Le acquisizioni sono state effettuate nel mese di dicembre 2007 e, anche in questo caso, all'interno della stanza, sotto la finestra di sinistra, era presente un termosifone acceso.

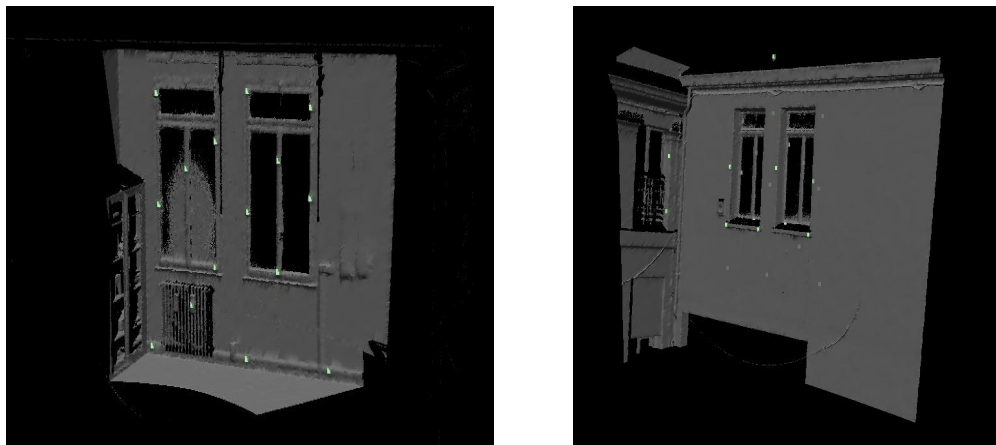
E' da sottolineare che, trattandosi di una parete al primo piano, non è stato possibile effettuare le prese con asse delle camere perpendicolari alle superfici: per la porzione esterna non erano disponibili piattaforme mobili, mentre per la parete interna gli spazi erano molto limitati.

L'allineamento delle nuvole di punti, analogamente a quanto visto sopra, è stato effettuato con il software Cyclone versione 5.3, utilizzando i *target* georiferiti. È stato possibile quindi rototraslare, con errore massimo di mosaicatura di 3 mm, le nuvole di punti nel sistema di riferimento dei punti d'appoggio (*target*), ottenendo il modello 3D finale della muratura che presenta uno spessore medio di circa 35 cm (Figura 4 15).



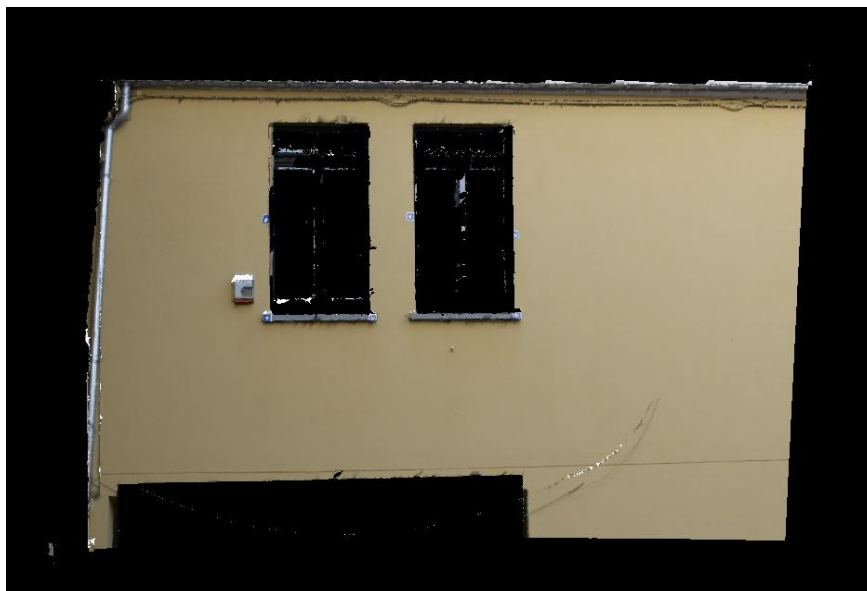
**Figura 4 156 – Spessore della muratura in una visione laterale del modello virtuale generato per il caso “Parete chiusa”.**

Il modello 3D così ottenuto è stato triangolato con il software Reconstructor, generando superfici *mesh* sia per la porzione esterna che per quella interna della parete. Naturalmente, in corrispondenza dei vetri delle finestre, si possono estendere le stesse considerazioni del caso 2 (le superfici *mesh* presentano lacune rilevanti oppure sono di scarsa qualità). Il modello è stato quindi gestito nell'ambiente RapidForm 2004, utilizzando anche le coordinate di tutti i *target* come entità geometriche di riferimento (Figura 4 16).



**Figura 4 16 – La mesh della porzione interna (a sinistra) e di quella esterna (a destra) con evidenziati i target laser scanner Leica.**

La texturizzazione delle immagini nel visibile, per la parete esterna, è stata effettuata utilizzando i *target laser scanner* Leica come punti d'appoggio omologhi tra la superficie *mesh* e le immagini stesse (Figura 4 17).

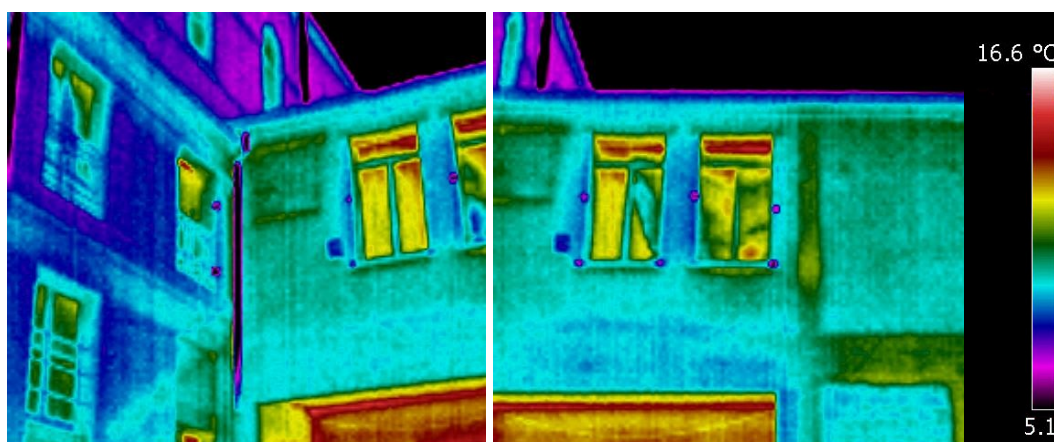


**Figura 4 17 – Texturizzazione della parte esterna della parete oggetto di studio.**

Anche qui sono state evidenziate le stesse problematiche del secondo *case-study*: la texturizzazione in corrispondenza degli spigoli delle superfici presenta anomalie non

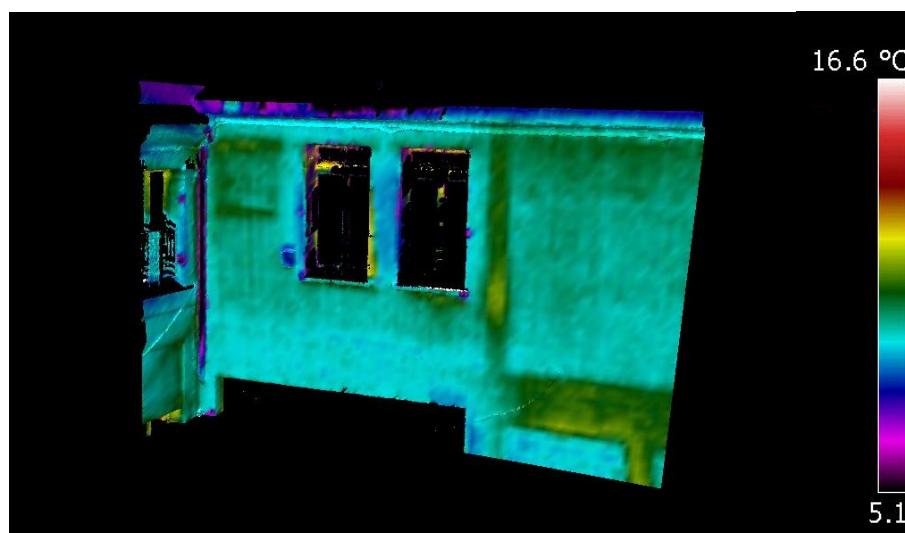


trascurabili e, per migliorare il risultato, risulta indispensabile acquisire un'immagine per ogni superficie con asse della camera perpendicolare alla parete stessa (software RapidForm 2004). Con la stessa procedura descritta e per la porzione esterna della muratura, è stata effettuata la texturizzazione anche delle immagini termografiche (Figura 4 18).



**Figura 4 18 - Le immagini acquisite nell'infrarosso per la parte esterna del caso di studio "Parete chiusa".**

Le due immagini acquisite nell'infrarosso si sovrappongono in prossimità dell'area compresa tra le due finestre: il risultato della texturizzazione risulta soddisfacente sia nell'area di passaggio tra le due immagini termiche (non si nota il passaggio tra un'immagine e l'altra) che in corrispondenza allo spigolo della parete a sinistra (Figura 4 19).



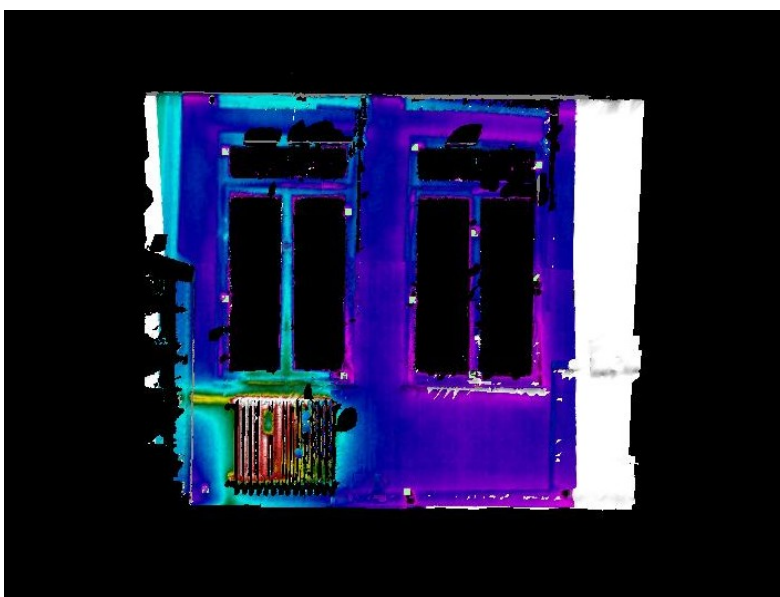
**Figura 4 19 – Texturizzazione nell'infrarosso della porzione esterna della parete chiusa.**

Dalla texturizzazione delle immagini nell'infrarosso, riportata in Figura 4 20, risultano evidenti caratteristiche non visibili nelle immagini nel *range* del visibile: ad esempio si notano le murature interne e i solai dell'edificio (aree gialle e verdi corrispondenti a temperature nel *range* tra 10 e 12°C) e dispersioni termiche in prossimità degli infissi delle finestre e al di sotto della finestra di destra dove, all'interno, era presente il radiatore acceso.

Anche per la texturizzazione della porzione interna della muratura con immagini nel visibile (Figura 4 20) e nell'infrarosso (Figura 4 21) è stata adottata la procedura più volte descritta (software RapidForm 2004).



**Figura 4 20 – Texturizzazione della porzione interna della parete chiusa con immagini acquisite nel visibile.**



**Figura 4 21 – Texturizzazione della porzione interna della parete chiusa con immagini acquisite nell'infrarosso.**

Ancora una volta vengono confermati i problemi già visti con il software utilizzato: se la *mesh* di partenza non è di buona qualità (come si verifica in corrispondenza ai vetri delle finestre per la presenza di lacune che possono essere molto estese) anche la texturizzazione con immagini nel visibile o termografiche presenta discontinuità molto evidenti.

Tuttavia la texturizzazione delle immagini nell'infrarosso, in vicinanza delle finestre, è un dato estremamente importante per la valutazione delle condizioni termiche superficiali della muratura.

Dalla Figura 4 21, che rappresenta la texturizzazione nell'infrarosso, risulta evidente la canaletta dell'acqua calda del termosifone (in basso a sinistra) che, essendo interna al muro, non è visibile nell'immagine nel visibile (Figura 4 20). Poiché la stessa canaletta non è visibile sulla *texture* dell'immagine termica effettuata sulla porzione esterna della muratura (Figura 4 20, finestra di destra), la parete sembrerebbe adeguatamente isolata.



## Capitolo 5. Considerazioni sulla metodologia elaborata.

Il progetto illustrato costituisce un primo studio per l'elaborazione di una procedura standard nell'integrazione tra nuvole di punti acquisite con laser a scansione e immagini acquisite con camera termografica: i tre casi illustrati hanno confermato l'applicabilità e la validità della metodologia.

È stato dimostrato che possono essere utilizzati sia target laser scanner Leica HDS 2500 (ideali anche per effettuare la rototraslazione delle nuvole di punti) che di tipo fotogrammetrico garantendo almeno 5 segnali come punti di appoggio per la texturizzazione di ogni singola immagine sul modello virtuale (software RapidForm 2004).

Nel caso di edifici di notevole complessità strutturale, risulta più conveniente affrontare il problema parete per parete: è necessario acquisire immagini (sia nel visibile che termiche) per ogni singola parete, operando con asse della camera perpendicolare alla superficie in oggetto. In questo modo viene effettuata la texturizzazione su elementi più semplici, potendo poi aggregare le singole mesh texturizzate sul modello finale 3D. Anche nel caso dell'IR, dato che l'operazione di texture mapping permette di ricreare il punto di vista da cui l'immagine è stata acquisita, è preferibile semplificare l'approccio.

Anche l'acquisizione di immagini ravvicinate potrebbe essere molto vantaggiosa, ma richiederebbe l'utilizzo di un numero di target molto più elevato (che però finiscono sempre per generare ulteriori zone d'ombra sulla muratura); è necessario quindi arrivare sempre al giusto compromesso tra numero di target da posizionare e misurare sulle pareti e qualità finale del modello texturizzato.

Altre problematiche, invece, sembrano essere legate al tipo di software utilizzato: ad esempio, la qualità della *mesh* prodotta a partire dalla nuvola di punti laser scanning è un passaggio fondamentale per ottenere texture di buona qualità. Come visto, in questo studio sono stati utilizzati tre differenti software che permettono di generare *mesh* ed effettuare il *texture mapping*: RapidForm 2004, Reconstructor e LeiosMesh. E' stata individuata la combinazione che permette di ottenere risultati migliori e che prevede l'utilizzo del software Reconstructor per produrre superfici *mesh* e del software RapidForm 2004 per effettuare il successivo *texture mapping*, sia di immagini nel visibile che termografiche.

Le applicazioni hanno evidenziato la validità della metodologia che permette di effettuare la texturizzazione di immagini termiche su superfici *mesh* prodotte da nuvole di punti laser scanning: i risultati ottenuti hanno evidenziato *texture mapping* di buona qualità, confrontabili con quelle ottenute da immagini nel visibile (nonostante le dimensioni delle immagini termiche siano di 640 x 480 pixel, contro 4992 x 3328 pixel delle immagini nel visibile).

Nei casi più complessi di texturizzazione, un miglioramento potrebbe derivare dall'utilizzo di software che effettuano mosaicatura di più immagini termiche, ossia restituiscono una sola immagine a partire dal mosaico di tutte le immagini acquisite su di una stessa superficie (anche con software realizzati dalle case produttrici di camere all'infrarosso termico). Anche l'utilizzo di software diversi da quelli qui analizzati e che effettuano *texture mapping*, potrebbe portare ad un miglioramento del risultato, forse anche superando la necessità di dover operare parete per parete con immagini acquisite con asse della camera perpendicolare alla superficie in oggetto.

Un ulteriore miglioramento potrebbe essere ottenuto anche texturizzando immagini termiche di maggiore dimensione e risoluzione, superiori rispetto a quelle fornite dalla camera termografica utilizzata in questo studio.

Il principale limite che caratterizza tale metodologia è determinato però dal fatto che sono collocati target sulla superficie e inoltre dal fatto che essi sono spruzzati con dello spray: per un'applicazione ai beni culturali (ad esempio, una parete affrescata, un bassorilievo), sarebbe una metodologia difficilmente utilizzabile. Si tratta invece di un metodo più indicato per edificio moderni dei quali investigare le condizioni termiche.

Per questo motivo, è stata sperimentata una seconda metodologia utilizzando camere termografiche in grado di acquisire anche immagini nel *range* del visibile: la corretta correlazione tra l'immagine nel visibile e la corrispondente nell'infrarosso consente di proiettare ciascun immagine termica sulla scansione 3D senza l'uso di *target*.

## Capitolo 6. Elaborazione di una metodologia senza target.

Per poter elaborare una metodologia che non richieda l'utilizzo di target da collocare sulla superficie da indagare, sono state utilizzate alcune camere termiche con caratteristiche diverse rispetto a quelle della camera utilizzata in precedenza Flir B2. Infatti, ciascuna di queste camere è dotata di un obiettivo aggiuntivo capace di acquisire contemporaneamente all'immagini termica anche un'immagine nel *range* del visibile (Figura 6 1). La correlazione tra le due immagini acquisite contemporaneamente ha consentito di elaborare una metodologia per la texturizzazione dei modelli tridimensionali con le immagini termiche senza l'ausilio di *target*.



**Figura 6 1 – Camera termica Flir B360. Nei riquadri blu sono evidenziati i due obiettivi, per l’acquisizione nel visibile a sinistra e per l’infrarosso a destra.**

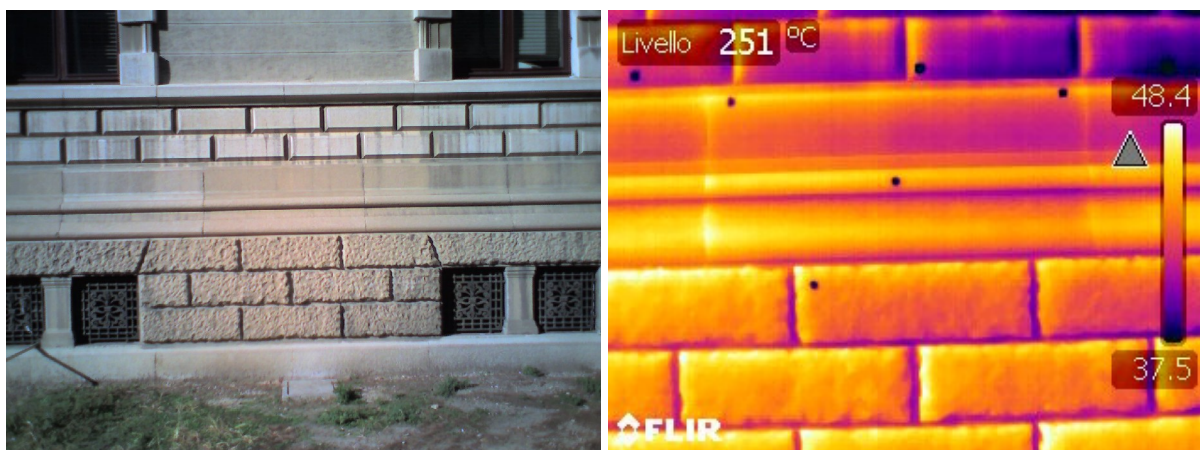
Le due immagini sono acquisite contemporaneamente ma da obiettivi diversi, uno per il visibile e uno per l’infrarosso: in tutte le camere termiche del tipo utilizzato in questa seconda ricerca (Flir B360 e SC660 WES), si tratta di obiettivi con lenti aventi caratteristiche ottiche diverse (come la distanza focale) e conseguenti differenti dimensioni del campo visivo e delle immagini prodotte.

Per le prime elaborazioni della metodologia di texturizzazione senza *target*, è stata considerata la cosiddetta “parete test”, una parete ad andamento piano, strutturalmente molto semplice, già considerata nell’applicazione della precedente metodologia.

Su tale parete sono stati posti alcuni *target* fotogrammetrici (dimensioni 1 x 1 cm), misurati con la stazione integrata Leica TC 2003 in due differenti stazionamenti, ad una distanza strumento-parete di circa 5 m. Le coordinate dei Punti Fotografici d’Appunti PFA sono state

calcolate rispetto al sistema di riferimento locale secondo il principio dell'intersezione in avanti multipla, con precisioni finali sub-millimetriche. La parete è stata acquisita con due nuvole di punti 3D tramite il laser scanner Leica HDS (ex Cyrax) 2500, posizionato a una distanza di circa 5 metri dalla parete stessa: in questo modo è stato possibile ridurre le zone d'ombra e gli elementi in sottosquadro. L'acquisizione delle immagini nel visibile e nell'infrarosso è stata effettuata con la termocamera Flir B360, posizionata su un treppiede a una distanza di circa 5 m dalla parete. Prima dell'acquisizione i *target* sono stati resi "termicamente-visibili" tramite l'utilizzo di uno spray (ghiaccio secco per uso medico) applicando la metodologia illustrata in precedenza: in questo modo, il forte abbassamento della loro temperatura superficiale li ha resi riconoscibili nel termogramma (Figura 6 2). Il ricorso ai *target* georiferiti si è reso necessario per poter correlare le due differenti acquisizioni su punti noti visibili sia sull'immagine termica che su quella acquisita nel visibile.

In questa occasione è stato possibile risalire ai "parametri di correlazione" tra le due immagini, validi per la camera termografica utilizzata.



**Figura 6 2 – l'immagine acquisita nel range del visibile, a sinistra, e l'immagine acquisita nel range dell'infrarosso, a destra. In quest'ultima sono riconoscibili con colore nero i target fotogrammetrici utilizzati per effettuare la correlazione tra le due immagini**

Da una prima analisi, emerge che, nonostante i due obiettivi siano traslati l'uno rispetto all'altro, la foto all'infrarosso interessa la parte pressochè centrale della foto nel visibile.

In un ambiente Computer-Aided Design CAD (AutoCAD 2004), le immagini sono state reciprocamente rototraslate e scalate tramite il riconoscimento in entrambe dei PFA, ossia i *target* fotogrammetrici georiferiti (Figura 6 3) preventivamente visualizzati nel foglio di lavoro tramite l'importazione delle loro coordinate X, Y.



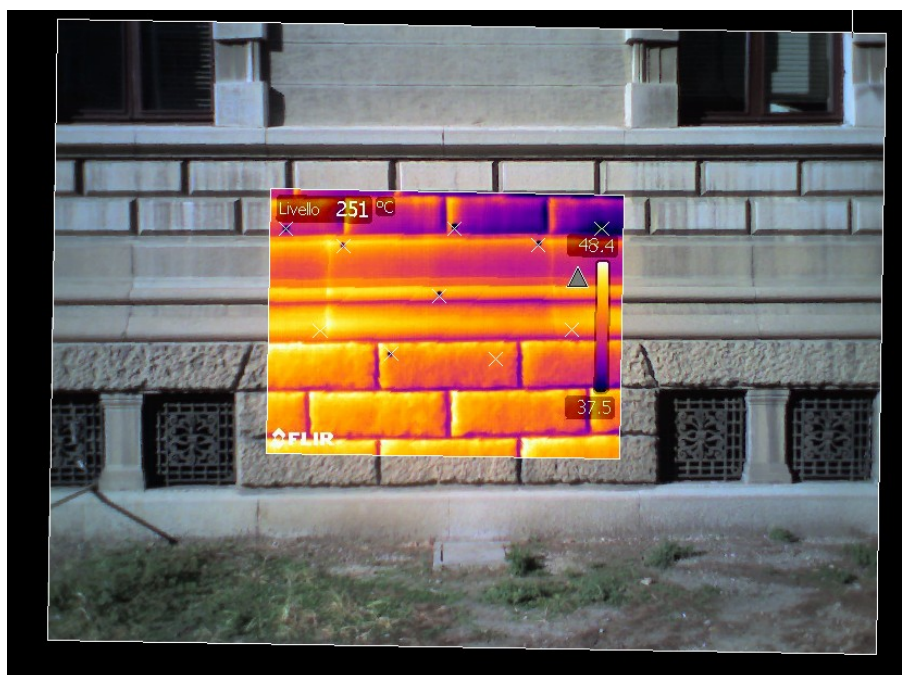


Figura 6 3 – l’immagine nel visibile e l’immagine all’infrarosso sono state opportunamente scalate sui target collocati sulla parete Test. Lo studio ha permesso di sovrapporre le due immagini ed estrarre i parametri di correlazione.

Dall’osservazione della correlazione reciproca delle due immagini, si può notare in generale il buon esito dell’operazione, nonostante vi siano alcune zone limitate in cui la corrispondenza tra le due immagini risulta non perfetta. Va ricordato che la camera utilizzata non è metrica e che, pertanto, le immagini sono affette da distorsioni.

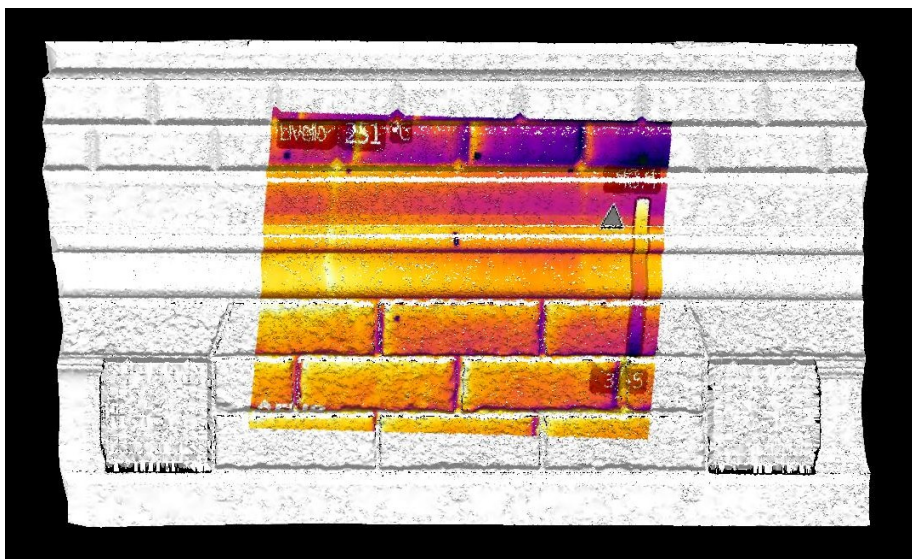
Un’ulteriore limitazione è dovuta al fatto che l’immagine acquisita nell’infrarosso ha dimensioni molto ridotte (320\*240 *pixel* nel contro i 1280 x 960 *pixel* in quella nel visibile) generando quindi una maggiore incertezza nella scelta dei punti da utilizzare come punti d’appoggio: per poter incrementare la precisione dell’operazione di roto-traslazione e scala, l’utilizzo di immagini con maggiore risoluzione sarebbe consigliabile.

In ogni caso, la procedura ha permesso di calcolare i parametri di correlazione tra le due immagini: si tratta però di parametri utilizzabili unicamente per la camera in oggetto (Tabella 6 1).

Posizione relativa IR su VIS	Scala VIS	Scala IR	Rotazione VIS/IR
$\Delta x = 1.4606$ $\Delta y = 1.2871$	5.6012	2.3867	0°

Tabella 6 1 – Parametri di correlazione per la camera Flir B360, a distanza 5 m strumento-parete. Posizione relativa indica la posizione della immagine all’infrarosso rispetto a quella del visibile, considerando l’angolo in basso a sinistra l’origine del sistema di riferimento; Scala VIS indica le dimensioni dell’immagine nel visibile scalata sui target rispetto a quella acquisita, e così Scala IR per l’immagine all’infrarosso; Rotazione VIS/IR indica l’angolo di rotazione dell’immagine nell’infrarosso rispetto a quella nel visibile.

La nuvola di punti è stata poi elaborata con il software RapidForm 2004 dove è stata triangolata in una *mesh*. La successiva operazione di *texture mapping*, svolta nello stesso ambiente, è stata effettuata senza utilizzare i *target* georiferiti. Sono stati infatti identificati e contrassegnati appositamente alcuni punti naturali riconosciuti sia sulla nuvola di punti che sull'immagine nel visibile. Infatti, in ambiente AutoCAD, i punti riconosciuti in quest'ultima foto sono automaticamente identificati anche in quella nell'infrarosso, in quanto le due immagini sono sovrapposte. Questi stessi punti naturali possono quindi essere utilizzati ai fini della texturizzazione. La precisione della texturizzazione è strettamente dipendente da come i punti individuati in ambiente AutoCAD siano altrettanto facilmente identificabili nella nuvola di punti gestita con il software RapidForm 2004 (Figura 6 4).

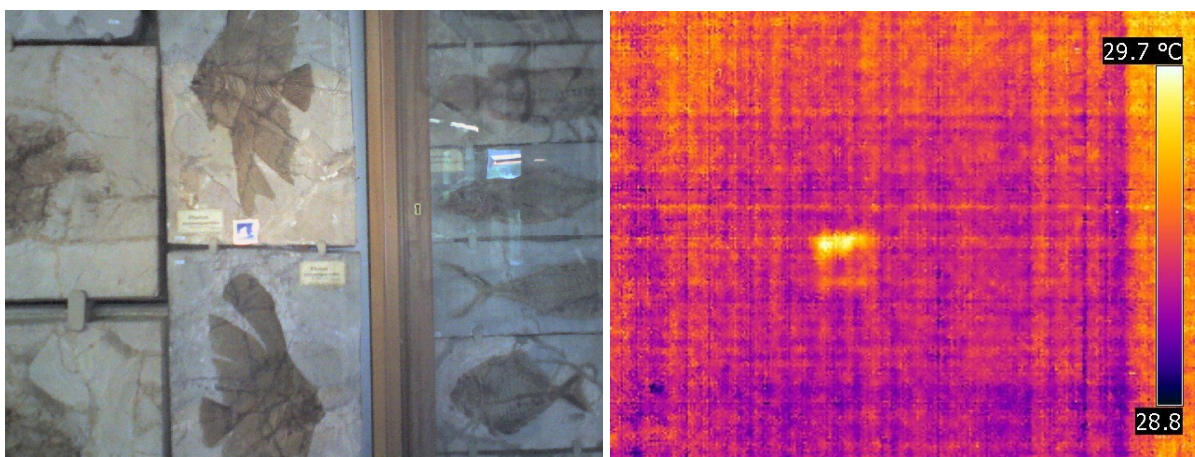


**Figura 6 4 – la nuvola di punti triangolata come superficie mesh texturizzata con l'immagine nell'infrarosso su punti naturali, senza ricorrere ai PFA**

Tale metodologia è valida solo per immagini acquisite alla stessa distanza alla quale sono stati estratti i parametri di correlazione.

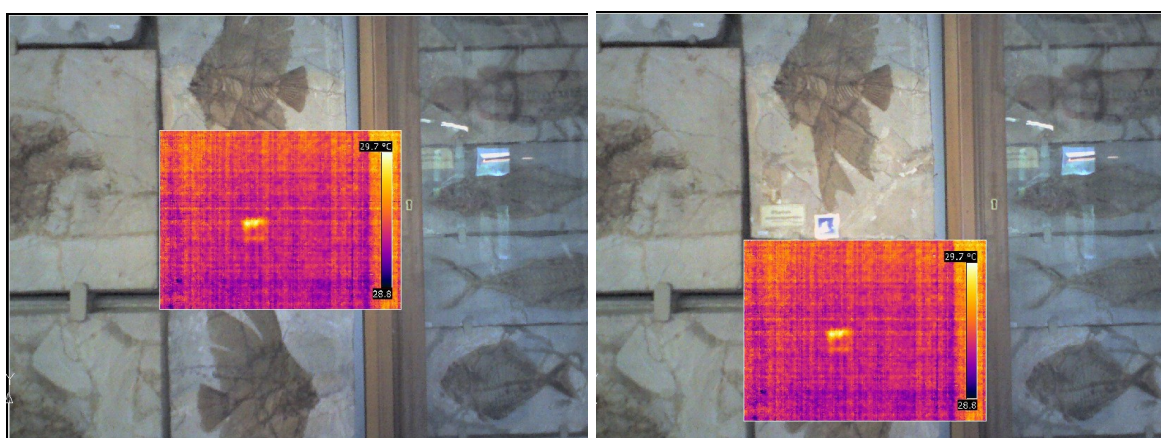
Ciò è dimostrato nel caso della sua applicazione al modello tridimensionale realizzato per un pesce fossile (*Platax Vespertilio*, risalente al periodo Cretacico), conservato presso il museo di Geologia e Paleontologia del Dipartimento di Geoscienze dell'Università di Padova. Come nel caso della parete Test, si tratta di una superficie ad andamento pressoché piano.

Il rilievo 3D è stato effettuato con laser scanner Konica Minolta Vivid 910 a una distanza di 0.9 m con una risoluzione di 0.5 mm, mentre il rilievo termografico è stato condotto con la termocamera Flir B360 a una distanza sempre di 0.9 m dal fossile (Figura 6 5).



**Figura 6 5 – Immagine acquisita nel visibile (a sinistra) e nell’infrarosso (a destra).**

Sono stati utilizzati gli stessi parametri di correlazione, che hanno consentito, in ambiente CAD, di individuare scala e posizione relativa tra le due immagini sulla parete dove è stato testato il metodo. Utilizzando questi parametri, è stata ottenuta la sovrapposizione di Figura 6 6 (immagine a sinistra).

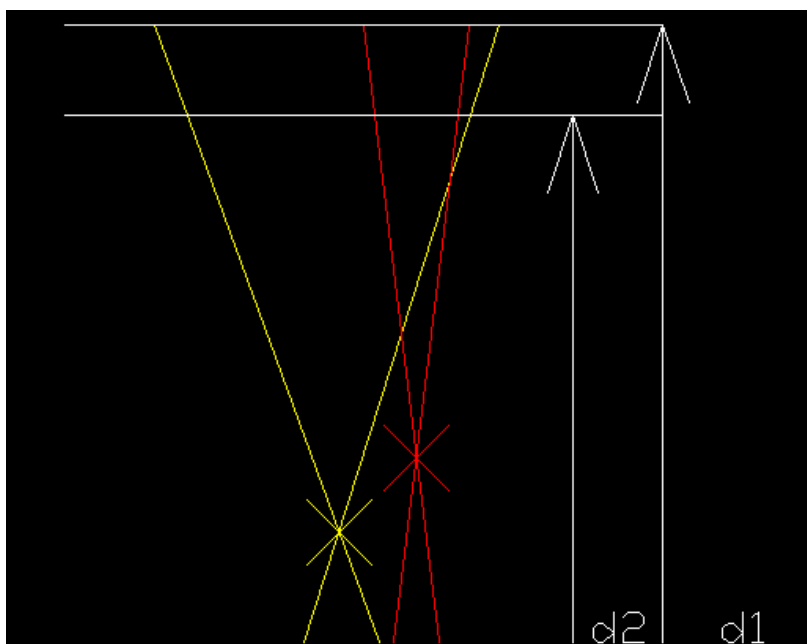


**Figura 6 6 – A sinistra, correlazione tra le due immagini acquisite; a destra l’immagine termica è stata traslata verso il basso per evidenziare la non corretta sovrapposizione (AutoCAD).**

Come si nota in Figura 6 6, immagine a destra, i parametri utilizzati in questo caso non sono corretti (si veda il cartellino di metallo che nella foto all’infrarosso non è in asse con quello dell’immagine nel visibile). Inoltre, l’immagine IR è di dimensioni molto ridotte rispetto a quella nel VIS, con proporzioni diverso rispetto a quelle in Figura 6 3.

I parametri di correlazione validi per la parete Test, acquisita a distanza di 5 m, non sono pertanto analogamente validi per una parete acquisita con la termocamera a circa 1 metro di distanza, nonostante l’utilizzo della stessa camera per entrambi i casi.

Infatti, tali parametri non possono essere costanti al variare della distanza camera – oggetto (Figura 6 7).



**Figura 6 7 – Schema del posizionamento delle immagini, nel visibile (in giallo) e nell'infrarosso (in rosso), acquisite con termocamera dotata di un sensore per il visibile e uno per l'infrarosso.**

Nella Figura 5 7, le linee di colore rosso rappresentano una semplificazione della proiezione dell'angolo di vista (Field Of View FOV) dell'obiettivo nell'infrarosso e, all'incrocio tra le due linee (in corrispondenza della croce), si trova il suo centro di presa. Le linee gialle rappresentano, invece, la proiezione del FOV dell'obiettivo che fotografa nel visibile e, all'incrocio delle due linee, si trova sempre il suo centro di presa. La dimensione relativa del campo di vista per l'obiettivo giallo-infrarosso rispetto all'obiettivo rosso-visibile varia a seconda della distanza ( $d$  o  $d'$ ) della termocamera dall'oggetto. Di conseguenza, tra i parametri di correlazione delle due immagini, ci si aspetta che la scala vari in funzione della distanza. Inoltre, nonostante la distanza tra i due obiettivi sia fissa sulla camera, gli assi ottici delle due immagini possono non essere tra loro paralleli in quanto la camera è stata assemblata, non necessariamente allo scopo di integrare le due immagini. Questo significa che anche gli altri parametri, ossia la posizione relativa fra le due immagini, potrebbero variare a seconda della distanza.

Da tali considerazioni, ne deriva che, per estrarre dei parametri di correlazione utili per accoppiare tutte le coppie di immagini acquisite con una stessa camera termica, è necessario effettuare acquisizioni a diverse distanze e ricostruire l'andamento e la variazione generale di tali parametri.

A questo scopo, utilizzando la termocamera Flir SC660 WES su una parete piana sono stati collocati 10 *target* di tipo fotogrammetrico, di dimensioni 4x4 cm, che sono poi stati misurati con la stazione totale Leica TC 2003. Le coordinate dei punti di appoggio sono state calcolate

rispetto al sistema di riferimento locale secondo il principio dell'intersezione in avanti multipla, con precisioni finali inferiori al millimetro. Con la termocamera Flir SC6600 WES, caratterizzata da una maggiore sensibilità termica e da un più avanzato software, sono state effettuate tre acquisizioni a distanze diverse (6.20 m, 10.26 m, 17.10 m), dopo aver reso i *target* riconoscibili anche nell'immagine termica.

È stata effettuata la stessa procedura, coppia per coppia, già vista per la Parete Test, cioè in ogni coppia l'immagine all'infrarosso e quella nel visibile sono state scalate sui *target*, le cui coordinate sono state importate in AutoCAD.

Successivamente, sono stati estratti i parametri di correlazione, consistenti in posizione della foto all'infrarosso rispetto al visibile, scala relativa al visibile, scala relativa all'infrarosso e rotazione tra foto nell'infrarosso e nel visibile (vedi Tabella 6 2).

<b>Distanza</b>	<b>Posizione relativa IR</b>	<b>Scala VIS</b>	<b>Scala IR</b>	<b>Rotazione VIS / IR</b>
@ 6.20 m	$\Delta x = 1.8882$ $\Delta y = 1.3249$	6.1972	2.6339	0°
@ 10.26 m	$\Delta x = 3.0851$ $\Delta y = 2.1778$	10.0889	4.2788	0°
@ 17.10 m	$\Delta x = 5.1551$ $\Delta y = 3.6583$	16.7450	7.0653	0°

**Tabella 6 2 – I parametri di correlazione estratti per la termocamera Flir SC660 WES.**

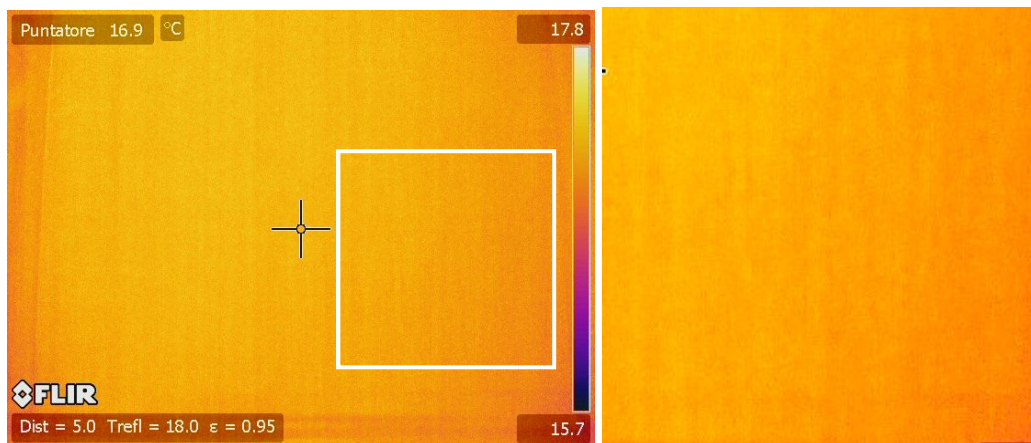
I parametri variano concordemente con la distanza di acquisizione. Per semplicità, può essere considerata la proporzionalità diretta con legge lineare e così, effettuando la correlazione tra l'immagine nel visibile e quella nell'infrarosso acquisite a distanze intermedie tra quelle campionate, si utilizzeranno parametri ricavati tramite proporzioni a partire da quelli già calcolati.

L'operazione di estrazione dei parametri di correlazione viene effettuata un'unica volta per ogni modello di termocamera utilizzato. Operativamente, oltre al rilievo 3D della superficie di interesse nel caso di studio, viene effettuata l'acquisizione con la termocamera di entrambe le immagini fotografiche, nel visibile e nell'infrarosso, unitamente alla misura (ad esempio tramite distanziometro della distanza dello strumento dall'oggetto). Quest'ultimo elemento è fondamentale, in quanto permette di ricalcolare i parametri di correlazione *ad hoc* per una data coppia di immagini acquisite a una certa distanza. Infatti, a partire dai parametri di correlazione estrapolati in precedenza, si calcolano tramite una proporzione i parametri validi per ogni coppia di foto. Utilizzando tali nuovi valori, ogni coppia di immagini è correttamente scalata e traslata in ambiente AutoCAD.

Nel software RapidForm, sono visualizzate la *mesh* del modello da texturizzare e l'immagine termica da proiettare. Inoltre, la coppia visibile-infrarosso già opportunamente correlata in

CAD viene sempre confrontata durante la texturizzazione. Infatti, è possibile individuare dei punti riconoscibili nell'immagine all'infrarosso e automaticamente in quella nel visibile: ogni punto scelto nella *mesh* 3D viene riconosciuto nell'immagine nel visibile, la quale automaticamente rimanda al punto corrispondente nell'immagine nell'infrarosso. In questo modo, scegliendo un minimo di 6 punti omologhi per la foto da proiettare sulla *mesh*, è possibile ottenere un modello 3D opportunamente texturizzato.

Una tale metodologia è caratterizzata comunque dall'incertezza con cui il punto nella immagine all'infrarosso, immediatamente riconosciuto tramite la correlazione con il visibile in AutoCAD, è poi riconosciuto nella stessa immagine all'infrarosso visualizzata nell'ambiente RapidForm, quindi dalla risoluzione delle immagini prodotte. In ogni caso, se nella foto all'infrarosso non sono riconoscibili particolari geometrie che aiutino il riconoscimento di tale punto, è comunque possibile individuarlo sulla base di una attenta analisi della "tessitura" della foto: questa infatti presenta comunque delle "micro-anomalie" che la caratterizzano (vedi esempio di Figura 6 8, in cui la foto presentata è caratterizzata da striature e segni verticali piuttosto facilmente identificabili a un maggior ingrandimento).



**Figura 6 8 – Nonostante l'omogeneità dell'immagine, sono comunque riconoscibili delle striature dovute probabilmente alla differente sensibilità locale dell'obiettivo agli infrarossi (vedi immagine zoomata a destra rispetto alla selezione dell'immagine a sinistra).**

## Capitolo 7. Applicazione a un caso di studio.

La metodologia precedentemente descritta è stata con successo applicata ad un caso di studio piuttosto complesso, ossia la Cappella di S. Francesco nella chiesa conventuale di S. Bernardino, a Verona (Figura 7 1).



**Figura 7 1 – la chiesa di S. Bernardino, dall'esterno. La Cappella è nel corpo a sinistra della chiesa (foto in alto). L'interno della Cappella di S. Francesco, interamente affrescata (immagini in basso).**

La chiesa di S. Bernardino, dai tratti ancora gotici, edificata a partire dalla metà del XV secolo, ha subito un bombardamento alla fine della seconda guerra mondiale che ha causato la distruzione dell'abside ed ha alterato la stabilità del complesso, richiedendo in seguito alcuni interventi di consolidamento, anche nella cappella di S. Francesco, effettuati con materiali spesso di riutilizzo e molto poveri. Nelle immagini termiche acquisite sono state individuate alcune particolarità che potrebbero essere attribuite appunto a tali interventi. Nel caso della volta, ad esempio, è possibile riconoscere alcune anomalie termiche ad andamento curvilineo che seguono lo sviluppo di tale copertura (evidenziate dalla linea tratteggiata in Figura 7 2).

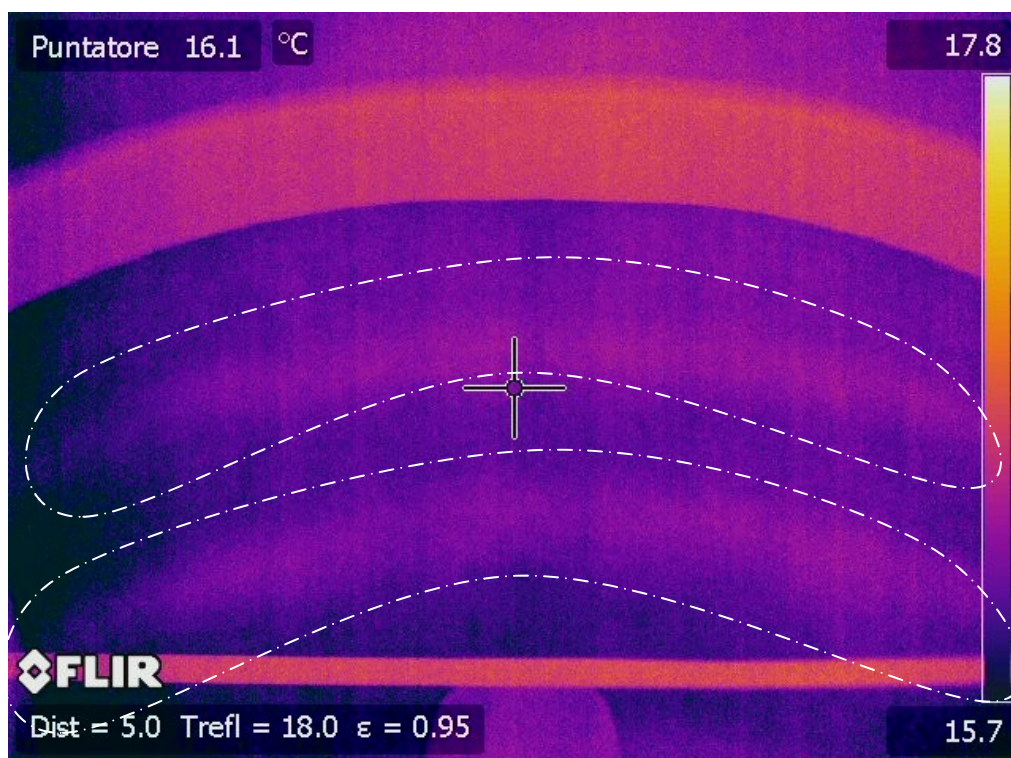


Figura 7 2– immagine all’infrarosso termico relativa alla volta della Cappella.

Nelle altre immagini termiche, vi sono ulteriori dettagli termici che potrebbero essere attribuiti a interventi di consolidamento e che sono di seguito riportati: l’integrazione con informazioni più specifiche sui restauri avvenuti potrebbe permettere una verifica di tali ipotesi interpretative.

Per il rilievo tridimensionale della cappella, è stato utilizzato il laser scanner HDS 2500 (ex Cyrax), con passo di campionamento di 1 cm. Sono stati effettuati alcuni stazionamenti del laser scanner in corrispondenza di quattro punti periferici della Cappella dai quali sono state acquisite in totale 10 nuvole di punti. Sono stati inoltre utilizzati 8 *target* retroriflettenti di tipo laser scanner distribuiti sulle porzioni inferiori delle pareti della cappella: in questo modo, le nuvole di punti sono state registrate utilizzando le coordinate dei *target* (misurate in seguito con la stazione totale), oltre che “per nuvola”.

Con la termocamera Flir SC 660 WES, sono state acquisite 40 immagini nel visibile e 40 immagini nell’infrarosso relative alla volta a botte e alle pareti della cappella. Sono stati scelti 4 punti stazione lungo ciascun lato lungo della cappella e da ciascuno di questi sono state acquisite 5 coppie di immagini, in modo tale da avere una copertura totale delle pareti e della volta affrescate e così da avere una parte di sovrapposizione tra immagini di aree contigue.

Nel corso del post-processamento dei dati, le scansioni sono state fra loro registrate con un errore massimo di 4 mm, tutte le scansioni acquisite si trovano allineate in uno stesso sistema. È stato così realizzato un modello unico per l’interno della Cappella (Figura 7 3).





**Figura 7 3 – un'immagine delle nuvole di punti che costituiscono il modello globale della Cappella. I colori presenti nel modello sono dati dalla diversa riflettanza dei materiali al segnale del laser.**

Per semplificare l'operazione, il modello a nuvola di punti della cappella è stato sezionato in parti in continuità di curvatura, come anche indicato a seguito dell'elaborazione dell'altra metodologia. La cappella presenta una pianta rettangolare; ha una parete con finestre, rivolta verso il chiostro della chiesa, ed è affrescata nella metà superiore; l'altra parete sul lato lungo invece è senza finestre, ma è affrescata al pari della parallela; una parete sul lato corto è completamente aperta verso la chiesa; l'altra parete sul lato corto è adornata con la pala d'altare. La cappella è sormontata da una volta a botte interamente affrescata. Infine, dalla parte della pala d'altare, un tratto della volta è ribassato. Il modello intero pertanto è stato suddiviso nelle parti sopraelencate e texturizzato separatamente.

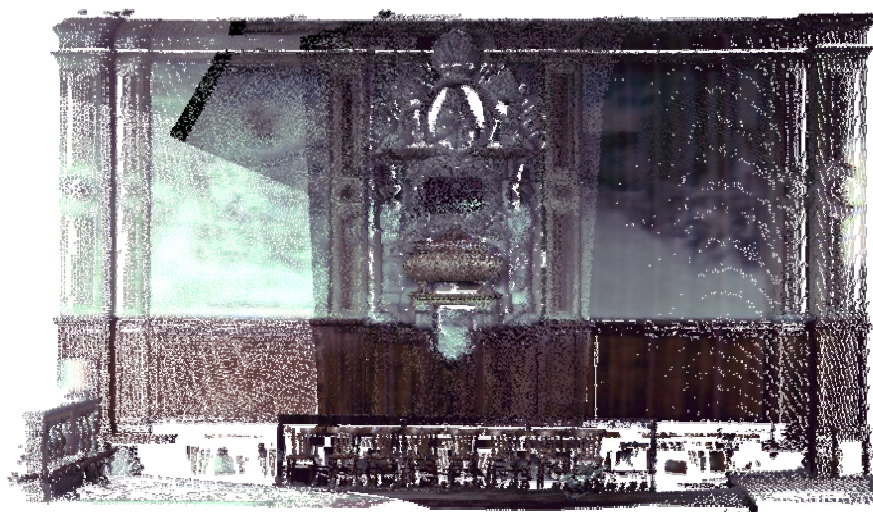
È emersa innanzi tutto la difficoltà di gestire e mappare un tale numero di immagini termiche acquisite. Infatti, diversamente dai casi più semplici in precedenza menzionati, ci si è trovati di fronte alla necessità di effettuare un foto-mosaico delle immagini acquisite, parete per parete. Una soluzione simile, infatti, avrebbe permesso di semplificare la texturizzazione, in quanto si sarebbe lavorato con un'immagine singola, piuttosto che con 6 per le pareti sul lato lungo o con 18 per ricoprire l'intera volta. Va considerato, però, che, avvicinando due foto all'infrarosso contigue, non è possibile determinare con buona confidenza la posizione dell'una rispetto all'altra, visto che non vi sono sempre geometrie o caratteristiche termiche riconoscibili tra le due, come già era stato considerato precedentemente. Inoltre, proprio questo fatto impedirebbe di scalare o trasformare un'immagine rispetto all'altra senza incorrere in errori grossolani: spesso acquisizioni anche contigue sono state effettuate da punti

di vista molto distanti e questo può richiedere forti deformazioni di un'immagine per adeguarla al punto di vista di quelle vicine. Perciò, il modello virtuale della Cappella è stato texturizzato immagine per immagine, utilizzando la metodologia illustrata precedentemente. Per uniformità, le immagini termiche sono state riportate alla stesso *range* di temperature, così da avere un'unica scala di riferimento (intervallo termico compreso tra 14.4 e 18.5 ° C: le acquisizioni sono state effettuate nel mese d'aprile).

Per ogni coppia di foto, grazie a un distanziometro laser, è stata misurata la distanza dalla quale la coppia è stata acquisita. Utilizzando i parametri di correlazione già illustrati al capitolo precedente e relativi alla termocamera Flir SC 660 WES, le immagini nel visibile e nell'infrarosso contemporaneamente acquisite sono state fra loro correlate così da permettere di effettuare il *texture mapping*.

Di seguito, sono riportate la descrizione e le immagini esemplificative della texturizzazione di alcuni parti della cappella.

Le nuvole di punti che insistono sulla parete senza finestre sul lato lungo, sono state triangolate in una superficie di tipo *mesh*, mantenendo però l'informazione della riflettanza (una terna di valori R, G, B) associata a ciascun punto della nuvola, acquisita assieme alle coordinate dei punti con lo scanner laser HDS 2500, Figura 7 4.



**Figura 7 4 – la nuvola di punti della parete senza finestre. L'informazione della riflettanza è utile ai fini del riconoscimento dei punti di controllo nella texturizzazione.**

Quest'ultima caratteristica è fondamentale nella texturizzazione, in quanto introduce elementi riconoscibili nella *mesh* per poter scegliere i punti di controllo della correlazione con l'immagine all'infrarosso. Utilizzando la metodologia precedentemente descritta, le 6 foto relative alla parete sono state singolarmente proiettate sulla *mesh*, scegliendo circa 15 punti omologhi riconoscibili su ogni immagine all'infrarosso, quindi i corrispondenti punti

nell'immagine nel visibile in AutoCAD, correlata a quella termica, poi riconoscibili nella *mesh* in RapidForm con l'informazione della riflettanza (Figura 7 5).



**Figura 7 5 – mesh della parete senza finestre texturizzata con le immagini all'infrarosso. A destra la scala termo-colorimetrica.**

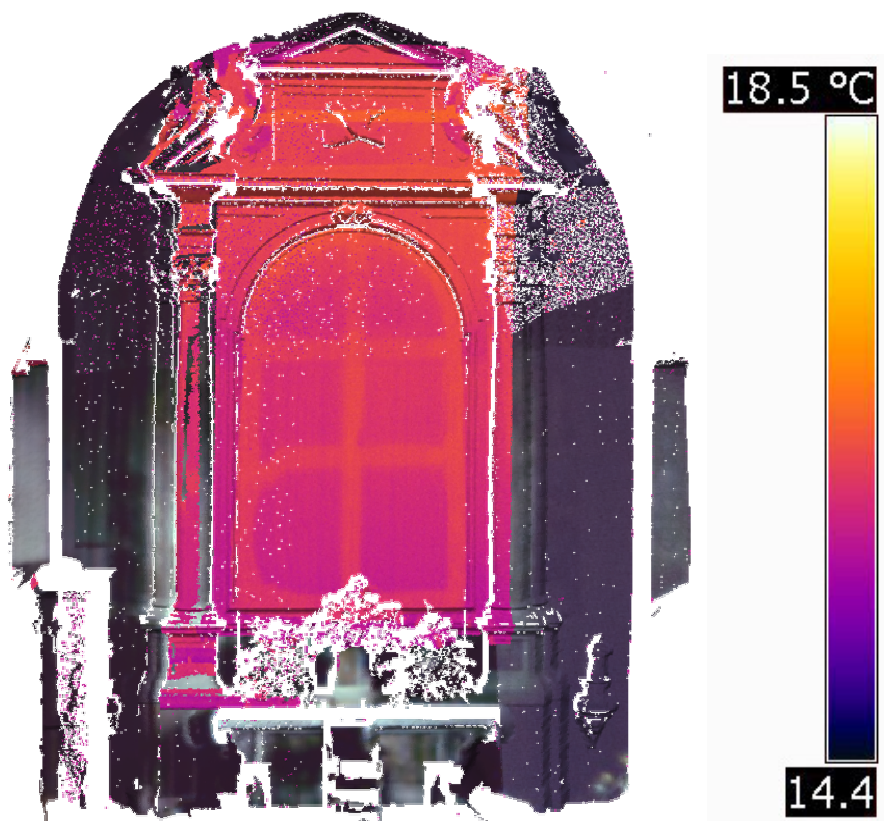
Nella texturizzazione, sono stati usati circa una quindicina di punti di controllo per ogni foto, omogeneamente distribuiti. Nonostante le immagini siano state riportate alla stessa scala termo-colorimetrica, si nota a volte un passaggio “ Brusco” tra le immagini. Ciò risulta soprattutto evidente nelle due foto più a sinistra: esse non sembrano essere in continuità termica, in quanto presentano un colore (cioè una temperatura) molto diversi, gialla per quella inferiore e arancione per quella superiore. Le foto sono state acquisite a distanza di pochi secondi l'una dall'altra. Sul motivo del brusco cambiamento termico, si potrebbe ipotizzare che forse il sensore termico della camera non era ancora completamente stabilizzato al momento in cui la foto in basso è stata acquisita, dato che è stata acquisita per prima in tutta la sessione.

Nelle foto più centrali, invece, si ha una maggiore omogeneità nella distribuzione della temperatura e per questo motivo il passaggio è maggiormente sfumato.

Nella parte a destra, invece, per quanto sembrano essere in continuità termica, si osserva comunque che la foto più in alto presenta il bordo inferiore di una temperatura superiore rispetto a quella che la foto in basso ha in quell'area: tali “discordanze” possono essere attribuite alla diversa sensibilità ai bordi della lente all'infrarosso.

Nel caso della parete con la pala d'altare, la *mesh*, ottenuta dalla triangolazione delle nuvole di punti che ricoprono quell'area, è stata texturizzata con due immagini all'infrarosso termico con la metodologia illustrata. Anche in questo caso, sono stati utilizzati circa 15 punti di

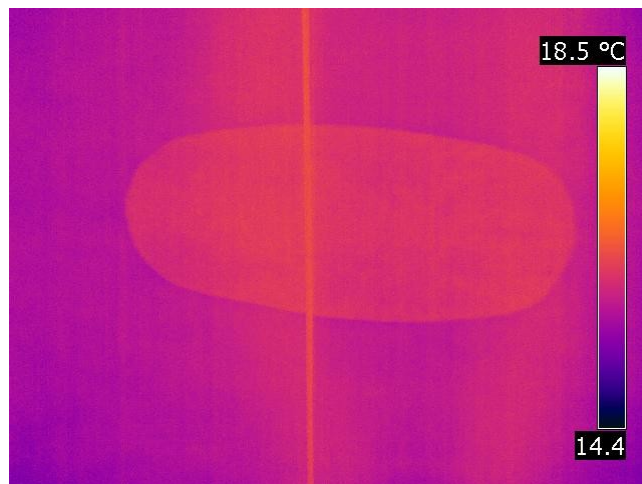
controllo per foto (Figura 7 6): è possibile riconoscere e definire l'estensione del supporto della tela della pala d'altare.



**Figura 7 6 – mesh della parete con la pala. A destra la scala termo-colorimetrica.**

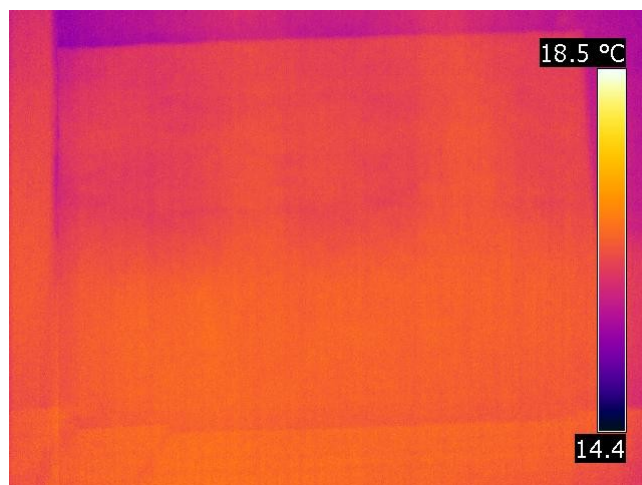
Vi è inoltre una striscia trasversale di temperatura maggiore nella parte superiore della mesh texturizzata: essa va attribuita alla presenza di un tirante metallico, evidente temperatura più alta. Le immagini sono state acquisite durante la mattinata, quando il sole era dalla parte opposto delle finestre della cappella.

Nell'acquisizione di immagini termiche in corrispondenza della volta, fig. 15, sono emersi alcuni particolari piuttosto interessanti. In corrispondenza della decorazione di forma ovale al centro della volta, Figura 7 6, è emerso che la parte centrale di tale ovale ha una temperatura molto diversa (più calda) rispetto all'area circostante. Ciò potrebbe voler dire che esso è staccato rispetto alla volta e probabilmente è stato inserito in un secondo momento alla muratura oppure che è stato introdotto del materiale di tamponamento nel caso di un probabile distacco.



**Figura 6 6 – immagine termica relativa a un dettaglio rilevato con la camera nella volta.**

In Figura 7 7, invece, è riconoscibile una forma rettangolare, in corrispondenza della base della volta. Si tratta di un'area non in continuità termica con il resto della muratura, che, avendo una temperatura più calda potrebbe indicare la presenza di materiale isolante. Difatti, anche nella *mesh* della volta, in corrispondenza di quest'area, vi è una certa sporgenza della muratura della volta, Figura 7 8. Potrebbe trattarsi quindi di un pannello isolante introdotto durante un intervento di restauro subito dalla struttura.

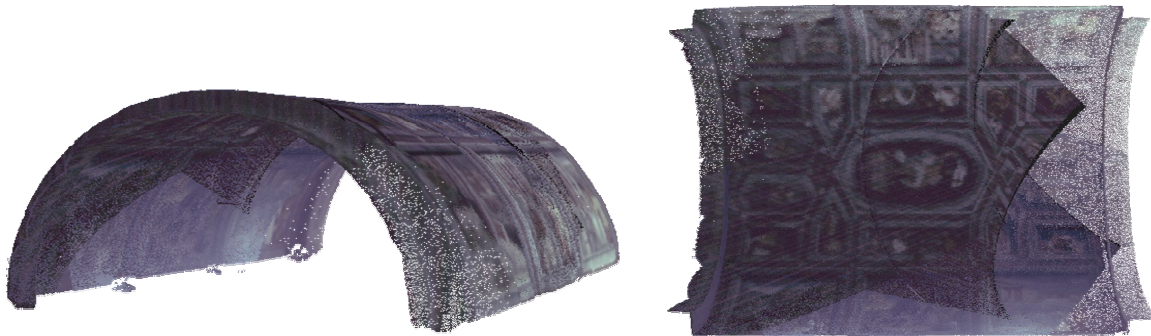


**Figura 7 7 – immagine termica relativa a un dettaglio rilevato con la camera nella volta.**

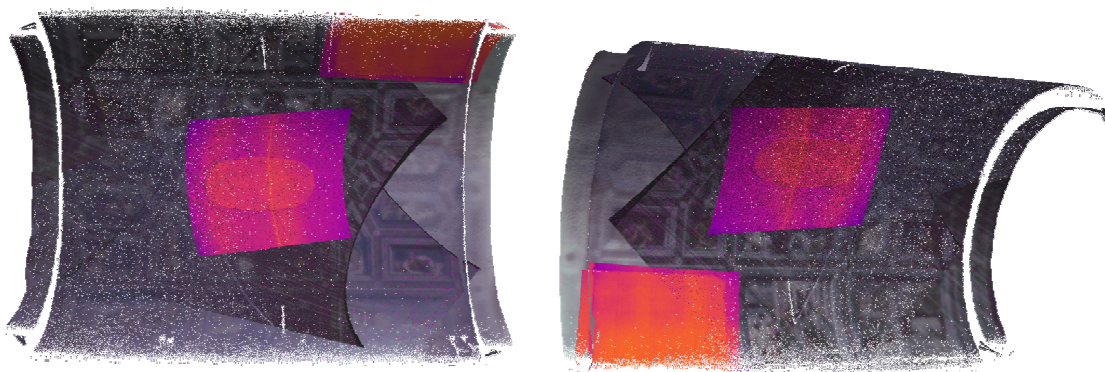


**Figura 7 8 – mesh della volta, ruotata in modo da mettere in evidenza la parte sporgente, segnalata anche all’interno del riquadro rosso.**

Utilizzando la metodologia illustrata, senza ricorrere a *target*, è stato possibile mappare tali immagini, relative a particolari anomalie termiche emerse, separatamente (Figura 7 9 e 7 10).



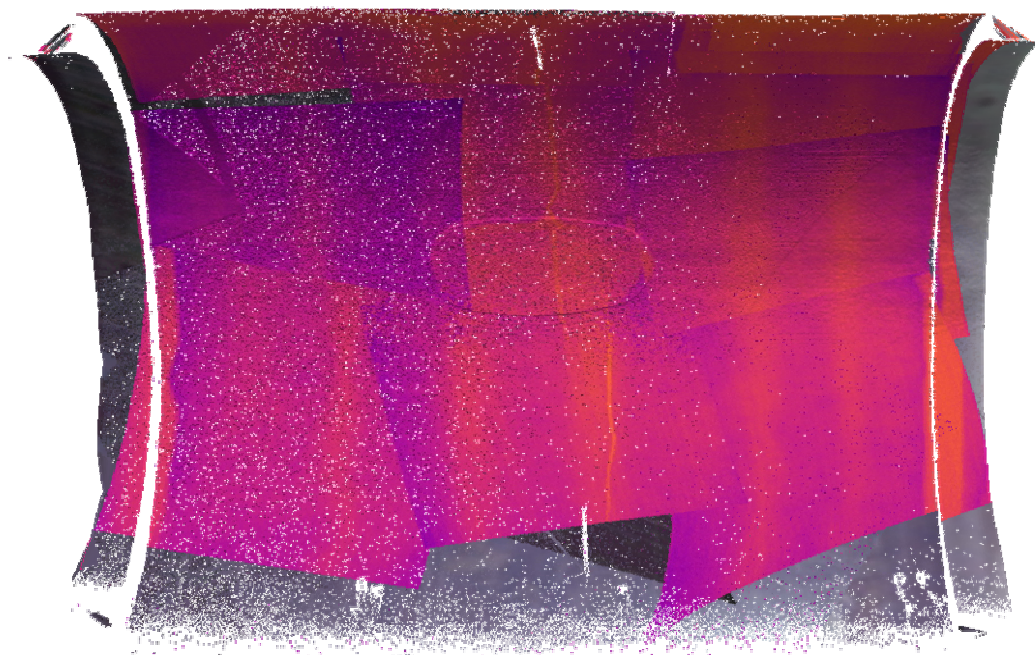
**Figura 7 9 – immagini della volta a botte della cappella. L’informazione della riflettanza mette in luce il dettaglio degli affreschi che ricoprono la volta**

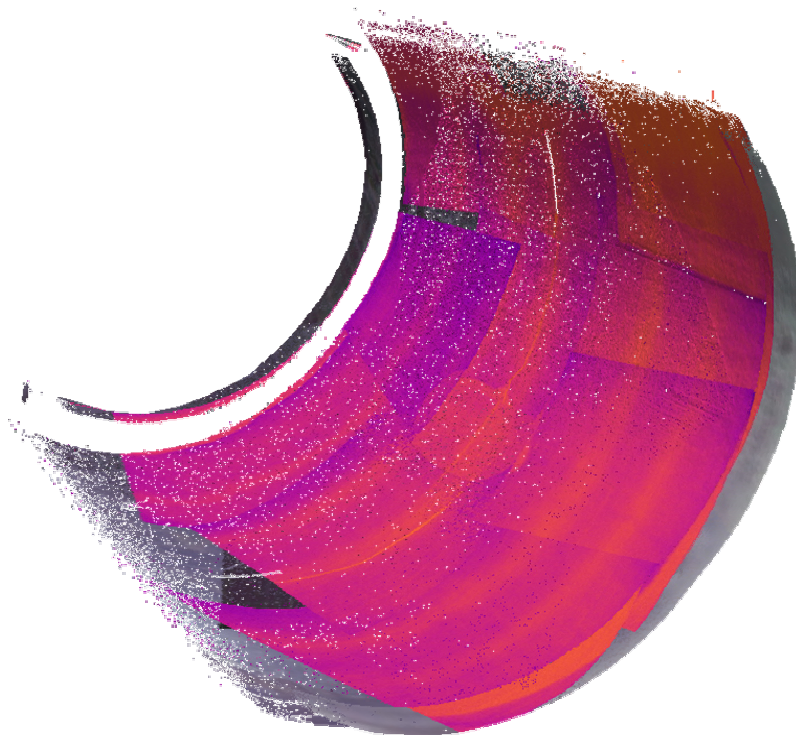


**Figura 7 10 – la mesh corrispondente alla volta è stata texturizzata con le due immagini all’infrarosso (le due riportate in figura riportano due diversi orientamenti della mesh).**

Texturizzando invece tutta la *mesh* con le immagini relative, è possibile riconoscere altri particolari *pattern* termici, già precedentemente menzionati e resi leggibili dalla continuità delle immagini mappate.

Per l'intera volta sono state acquisite 18 immagini, ma data la forte sovrapposizione reciproca, ne sono state scelte 9 per la texturizzazione. Nonostante la superficie della volta sia curva, non è stato necessario introdurre un maggior numero di punti di controllo: per ciascuna immagine ne sono stati utilizzati all'incirca una quindicina (Figura 7 11). La sovrapposizione di immagini in certe aree può causare il rischio di nascondere certe particolarità o anomalie termiche a causa della diversa sensibilità locale della lente nell'infrarosso, come già segnalato nel capitolo precedente.





**Figura 7 11 – la mesh texturizzata con 9 immagini all’infrarosso una per una con la metodologia sopraesposta.**

È possibile infatti riconoscere delle anomalie termiche ad andamento curvilineo, che descrivono archi sulla muratura. Anche in questo caso si tratta di aree a temperatura maggiore rispetto alla muratura circostante ed è stato ipotizzato che si possa trattare di materiale dalle caratteristiche termiche diverse, probabilmente introdotto in seguito a un restauro conservativo.

La possibilità di mappare immagine per immagine l’intero modello 3D, posizionando correttamente alcune particolarità termiche, e mostrando continuità tra altre, ha messo in evidenza la validità della metodologia illustrata. In questo modo è possibile valutare le effettive dimensioni di anomalie termiche, grazie al fatto che le foto che le descrivono possono essere posizionate spazialmente su una *mesh*. Per garantire una maggiore precisione nel processo di texturizzazione, sarebbe consigliabile individuare software dedicati: nello stesso ambiente Cyclone, l’informazione della riflettanza ad esempio, fondamentale nell’operazione di riconoscimento dei punti di appoggio nella mesh, è di più facile lettura rispetto a RapidForm.

Per un’indagine diagnostica, è stato possibile mappare totalmente una parete o una struttura così da evidenziare l’andamento generale di specifiche anomalie, ma allo stesso tempo, può rivelarsi altrettanto utile individuare dimensioni e posizione di alcune particolarità termiche nello specifico, texturizzando così il modello con immagini singole.



## Capitolo 8. *Discussione*

Le metodologie descritte hanno consentito di integrare dati geometrici e dati spettrali; in questo modo sui modelli tridimensionali ottenuti è ora possibile effettuare analisi quantitative sulle informazioni termografiche all'infrarosso mappate e avere una restituzione sulla condizione conservativa, in particolare, degli affreschi e della struttura della Cappella di San Francesco.

La seconda metodologia descritta in particolare ha richiesto ancora l'individuazione di punti omologhi, ma, utilizzando un laser a tempo di volo (Leica HDS 2500) che restituisce anche l'informazione della riflettanza, è stato possibile scegliere un ampio numero di punti di appoggio. In più, correlando automaticamente le fotografie all'infrarosso e nel visibile, la metodologia non richiede di individuare punti su immagine all'infrarosso *presumibilmente* corrispondenti ad altri nel visibile o nella mesh.

Per una sua più corretta applicazione è pur vero che si renderebbe necessaria una verifica di tali parametri di correlazione tra i due obiettivi più approfondita, effettuando test di calibrazione reciproca per diverse distanze tra strumenti e target.

Inoltre, si consideri che tali parametri sono validi unicamente per la distanza per la quale sono calcolati: nel caso di superfici curve, come la volta a botte nella Cappella di San Francesco, la distanza rilevata è quella al centro della foto e pertanto le due immagini vengono trasformate come se fossero relative a un piano piuttosto che a una superficie curva, pur non inficiando la validità del metodo.

Infine, se la metodologia è più applicabile a edifici moderni o architetture dove non sia fondamentale limitare l'invasività dei metodi di studio, la seconda metodologia introdotta invece può ora essere applicata a casi di studio di interesse storico-culturale, ai fini della conservazione e del restauro del manufatto indagato.

La prima ricerca illustrata ha evidenziato in particolare le potenzialità di un modello 3D realizzato con metodologie laser scanning come supporto di partenza per integrare altri dati (immagini all'infrarosso) ed estrarre nuove informazioni metriche nel manufatto ricostruito.

In una fase successiva della ricerca, si intende applicare la metodologia descritta ad altri casi di studio di interesse storico, magari verificando l'integrazione con dati provenienti da sensori di range spettrali diversi (GPR, UV) oppure proponendo un'integrazione di tutti i dati spettrali e geometrici raccolti all'interno della programmazione di un intervento di restauro.



## Parte II. La determinazione del sesso su tibie virtualmente ricostruite

### *Capitolo 9. Definizione della research question e stato dell'arte.*

In uno studio antropologico che mira alla ricostruzione della struttura e delle caratteristiche demografiche di popolazioni antiche (paleo-demografia), è strettamente necessario poter correlare parametri propriamente demografici (quali la longevità, la mortalità infantile, la mortalità differenziata per età e sesso) con gli aspetti biologici, socio-economici e culturali, di cui si occupa anche l'archeologia. Perciò la definizione del sesso di ciascun individuo favorisce il corretto inquadramento delle altre caratteristiche biologiche dello stesso e il suo collocamento all'interno della società (Borgognini Tarli e Pacciani 1993).

Il riconoscimento del sesso nei resti osteologici provenienti da uno scavo archeologico o paleo-antropologico si basa sull'esistenza piuttosto marcata nella specie umana di dimorfismo sessuale, cioè l'espressione della diversità fisica tra uomo e donna, che si riscontra soprattutto in alcuni distretti scheletrici, quali il bacino (dove il dimorfismo sessuale è riconoscibilmente legato alla gravidanza e al parto, nelle donne) e il cranio (nelle particolari conformazioni di osso zigomatico, mento, protuberanza occipitale ad esempio). Per quanto concerne invece le ossa lunghe, le ossa costituenti gli arti (omero, radio, ulna nel braccio e femore, tibia, fibula nella gamba), il riconoscimento del sesso (dell'individuo cui esse appartengono) si rivela meno immediato, in ragione del fatto che non vi sono chiari elementi sesso-specifici, quali protuberanze o conformazioni particolari, come invece in bacino e cranio, tanto che, nell'osservazione del materiale scheletrico, viene considerata valida la regola per cui *generalmente* gli uomini hanno ossa dall'aspetto più robusto. Tuttavia, si tratta di una questione relativa: "l'attribuzione del sesso ad una parte scheletrica non può essere validamente attuata se non quando si disponga di una serie alla quale la parte scheletrica possa essere comparata, serie della quale si conosca il dimorfismo sessuale." (Ferembach et al. 1979). S'intende così sottolineare l'importanza dell'esistenza di una *serie di riferimento*, che stabilisca effettivamente all'interno di un gruppo come e quanto si differenzino tra loro maschi e femmine. La letteratura conferma la necessità che già Ferembach aveva esplicitato: l'esigenza di un campione di riferimento per ciascuna popolazione oggetto di studio. Infatti, come anche illustrato da Kieser et al. 1992, ad esempio, il dimorfismo sessuale è un elemento "popolazione"-specifico (oltre che strettamente connesso alle condizioni socio-economiche della popolazione considerata, vedi Iscan et al. 1994): per questo motivo a gruppi etnici diversi possono corrispondere serie di riferimento e misure antropometriche diverse.

In un contesto archeologico, in seguito a fenomeni post-deposizionali che possono pregiudicare la conservazione delle ossa più fragili o più grandi, è frequente assistere al recupero delle ossa del bacino e del cranio in condizioni rovinose e poco leggibili, mentre le ossa lunghe, soprattutto degli arti inferiori, in ragione della loro maggiore robustezza possono restituirci, anche quando parziali, informazioni utili alla loro identificazione sessuale, tramite la valutazione metrica di alcune loro caratteristiche dimensionali.

Unitamente a una solida analisi statistica, è possibile così verificare quanto ipotizzato sul sesso durante la fase di osservazione dei campioni e, soprattutto, “precisare il sesso di un esemplare dubbio” (Ferembach et al. 1979).

Tradizionalmente, tali misurazioni vengono condotte direttamente sul campione utilizzando strumenti di misura caratterizzati da una ripetibilità limitata, che a volte induce studiosi diversi che indagano lo stesso materiale a dover ripetere le stesse misure già effettuate da altri ricercatori.

Il contributo originale di questo lavoro è rappresentato dal fatto che tali misure sono state condotte invece su modelli virtuali tridimensionali, realizzati con un sistema laser a scansione, al fine di dimostrare che introducendo una metodologia standard di misura su di essi, è possibile ottenere una ripetibilità più elevata, che favorisca in questo modo la condivisione e la diffusione dei dati all'interno della comunità scientifica.

Si consideri che negli ultimi anni le metodologie di ricostruzione virtuale si sono largamente diffuse anche in antropologia, in particolare per il fatto che esse sono in grado di fornire modelli virtuali di reperti di rilevante valore i quali altrimenti sarebbero inaccessibili per la maggior parte degli antropologi, in particolare dei paleo-antropologi, i quali si occupano dell'evoluzione dell'uomo (Kullmer 2008).

Tali modelli virtuali possono anche essere “stampati” tridimensionalmente (con la stereolitografia, ad esempio) e studiati al pari di un calco, realizzato però con tecnologie non invasive (Fantini et al. 2006).

Il successo di tali metodologie è dimostrato anche dalla versatilità della *Virtual Anthropology*, una disciplina che si serve di metodi di digitalizzazione in particolare come *laser scanning*, *CT scanning* (la Tomografia Assiale Computerizzata o TAC) e sistemi a luce strutturata per produrre modelli tridimensionali su cui condurre analisi ad esempio sulla caratterizzazione di una specie (Harvati 2004), sulla biomeccanica (O'Higgins et al., 2009) o finalizzati alla creazione di database (paleo-) antropologici (NESPOS, MorphoBrowser).

Nella presente ricerca, sono state ricostruite virtualmente e misurate 30 tibie umane in buono stato di conservazione, appartenenti ad individui di sesso noto, deceduti alla fine del XIX

secolo (Milanesi 1968). La collezione osteologica è conservata presso il Museo di Storia Naturale dell'Università degli Studi di Firenze, sezione di Antropologia ed Etnologia,.

È stato scelto di lavorare su tibie in quanto, fra le ossa lunghe, sono il secondo osso più robusto nello scheletro dopo il femore e per questo motivo tra i meno propensi a degradarsi in uno scavo, come testimoniato anche dal fatto che sono tra le ossa appendicolari più frequentemente rinvenute negli scavi, anche delle più antiche sepolture (Pettener et al. 1980). Inoltre, anche in virtù del fatto che dopo il femore sono tra i segmenti scheletrici che portano maggior peso, esse presentano un considerevole dimorfismo sessuale.



## Capitolo 10 – Inquadramento del progetto

Gli strumenti antropometrici, tradizionalmente utilizzati per misurare resti antropologici, quali in particolare la tavola osteometrica, il calibro a scorrimento, il compasso e la banda millimetrica, sono caratterizzati da una ripetibilità limitata, determinata dalla difficoltà per chi effettua le misure di individuare un preciso e ripetibile orientamento del campione rispetto allo strumento di misura, nonché di scegliere con precisione i punti di riferimento di una misura (ossia il punto iniziale e quello finale, Dotson et al. 2003).

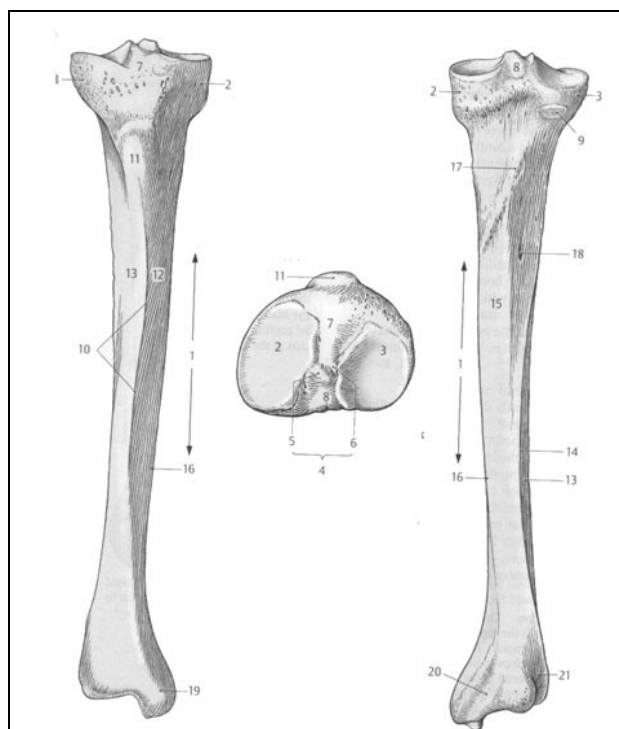
Le indicazioni riportate nei manuali di antropometria su come operare tali scelte, cioè su come effettuare la misura, forniscono linee generali su come orientare relativamente campione e strumento, pertanto poco specifiche. Ciò non significa che siano errate: fino a poco tempo fa, esse costituivano l'unica “strada percorribile”, compatibilmente con le tecnologie diffuse.

In questa sede si vuole invece dimostrare che, a partire da tale “tradizione”, utilizzando tecnologie di digitalizzazione tridimensionale recentemente diffuse, è possibile sviluppare metodologie di maggiore ripetibilità, che consentano così di raggiungere più affidabilità nelle misure estratte.

In letteratura, diversi sono i contributi in materia di determinazione del sesso e identificazione delle misure antropometriche più utili a tal fine, in particolare anche nell'ambito dell'antropologia forense in cui tale dibattito metodologico è molto acceso (Pettener et al. 1980; Işcan, Miller-Shaivitz 1984 a, b; Holland 1991; Kieser et al. 1992; Işcan et al. 1994; Steyn, Işcan 1997; Šlaus, Tomičić 2005). Tali misure riguardano l'intera tibia oppure alcune parti di essa: l'epifisi prossimale o distale<sup>1</sup> (le estremità dell'osso) o la diafisi (la parte centrale), Figura 10 1. Si tratta in ogni caso di misure distanziometriche, lineari (da un punto A ad un punto B), ricavate seguendo profili ad andamento rettilineo (larghezza di un'epifisi ad esempio) o curvo (come la circonferenza, ad altezze diverse, della diafisi, dove A e B coincidono nella misura).

---

<sup>1</sup> Con *prossimale* si intende una generica parte anatomica rivolta verso il cuore; con *distale* invece una più distante.



**Figura 10 1 – Tibia umana, in vista anteriore – frontale (a sinistra), dalla superficie articolare prossimale (centro) e in vista posteriore – dorsale (a destra). Immagine rielaborata da Netter 2004.**

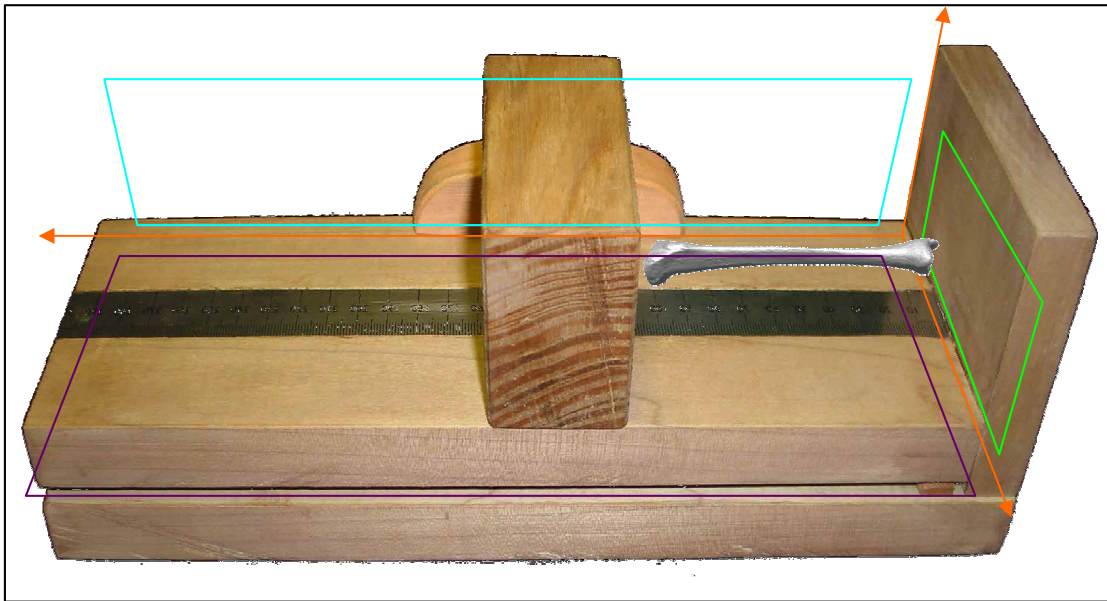
Per alcune di esse, è necessario allineare il campione allo strumento una volta sola per poter estrarre le misure (è il caso delle lunghezze dell'intera tibia, 1, 1a, 1b, come illustrato nella pagina seguente). Per le restanti misure è necessario ogni volta riallineare il campione allo strumento. In questi ultimi casi, i punti di riferimento nella misurazione sono di volta in volta estratti nuovamente, senza dipendenza alcuna dai punti già estratti in un'altra misurazione.

In particolare, gli strumenti tradizionalmente utilizzati per tracciare le misure di seguito elencate, quali tavola osteometrica, calibro, compasso a branche curve e banda millimetrica, sono caratterizzati da errori molto simili e per questo essi possono essere considerati facenti parte di un'unica macro-categoria di strumenti, quella dei calibri.

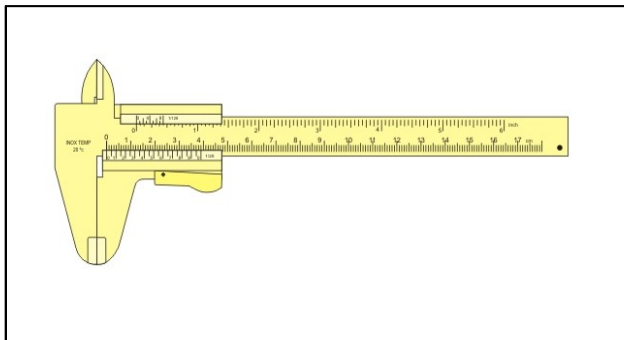
La tavola osteometrica è costituita da tre piani fra loro ortogonali ed è utilizzata in antropologia fisica per misurare la lunghezza delle ossa appendicolari. La scala graduata è riportata sul piano di appoggio dell'osso e tramite un accessorio corsoio si proietta il punto di misura sulla scala graduata stessa (Figura 10 2).

Il calibro (a corsoio) è uno strumento costituito da un regolo graduato (scala graduata) realizzato in due parti che scorrono assialmente tra loro, dotato di appendici (becchi, aste) che servono da *battuta* per le quote da misurare. In antropometria è utilizzato in particolare per misurare lunghezze in distretti specifici dell'osso. Può essere sia a lettura digitale che analogica (Figura 10 3).





**Figura 10 2 - Semplificazione della tavola osteometrica nei suoi tre piani ortogonali. Il primario (d'appoggio) è in colore viola, il secondario in azzurro, il terziario in verde.**



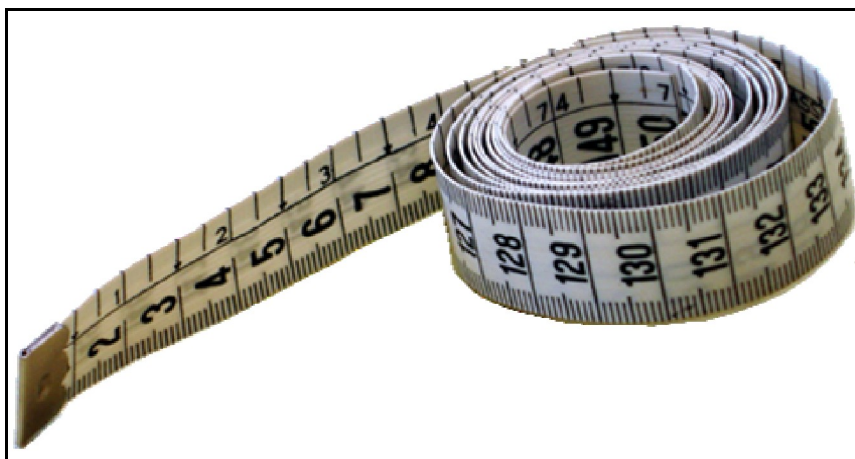
**Tabella 10 3 – nell'immagine a sinistra, rappresentazione grafica di un compasso a corsoio a lettura analogica con i bracci chiusi. Nell'immagine a destra, un calibro a corsoio a lettura digitale.**



**Tabella 10 4 – nell'immagine a sinistra, esempi di compassi a branche curve. Nell'immagine a destra, utilizzo di un compasso a branche curve (anche compasso per esterni): in questo caso, il compasso scorre sulla propria scala graduata, mentre nell'altra immagine i compassi si aprono e si chiudono per avvvitamento.**

Il compasso a branche curve è un calibro, dalle estremità non piane come il precedente, ma rivolte verso l'interno. In questo studio è stato utilizzato per misurare la lunghezza fisiologica (Figura 10 4).

La banda millimetrica è paragonabile ad un metro da sarto. Essa è generalmente utilizzata per misurare alcune circonferenze specifiche nell'osso (Figura 10 5).



**Tabella 10 5 – esempio di banda millimetrica.**

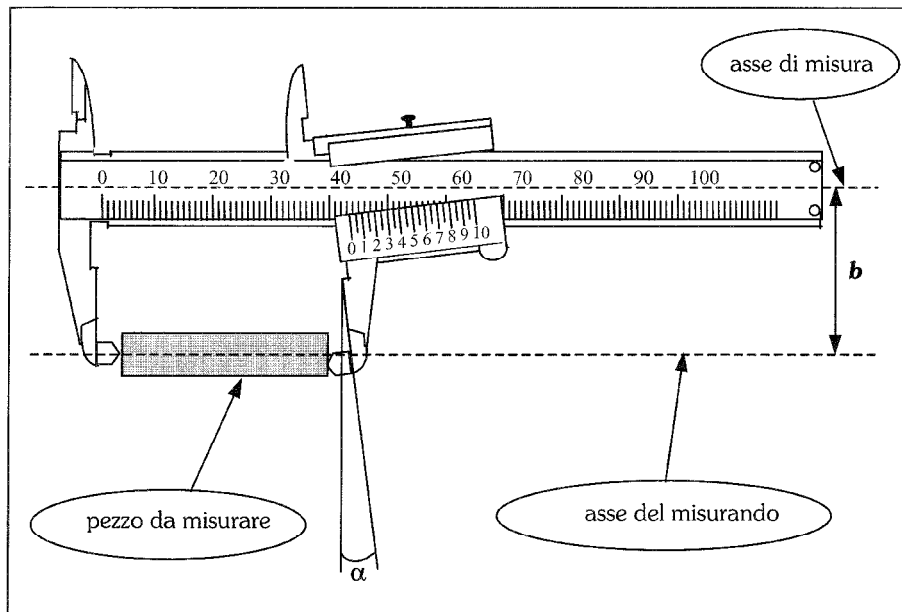
È necessario però capire quali sono gli errori principali di tali strumenti al fine di comprendere meglio quali sono i vantaggi della metodologia di misura introdotta in questa ricerca.

Gli errori più comuni e più significativi per tale classe sono essenzialmente tre, l'errore di Abbe (o del seno), l'errore del coseno (anche detto "di allineamento) e l'errore di parallasse. Nel primo caso, l'errore deriva dal fatto che l'asse dello strumento non è allineato con la grandezza da misurare: nel calibro esso si verifica in particolare quando il cursore che riporta la distanza da misurare sulla scala graduata non è perfettamente perpendicolare all'asse di misura in Figura 10 6. In particolare, questo si verifica quando premendo più o meno sul cursore si ottengono misure diverse: si incorre così nell'errore di Abbe (detto anche "del seno").

Nella tavola osteometrica, la scala graduata sul piano di appoggio corrisponde all'asse di misura, mentre il cursore corrisponde allo strumento accessorio di cui ci si serve per riportare la posizione del punto della misura sulla scala graduata stessa.

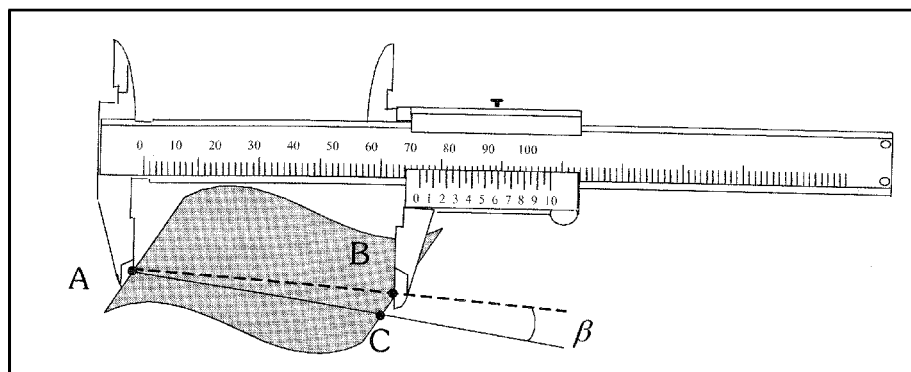
Nel compasso a branche curve, vi è invece la medesima configurazione del calibro.

La banda millimetrica, se immaginata distesa su un piano può essere considerata parte di tale categoria e assimilabile a un calibro. Qui l'errore di Abbe si ha quando, nella misurazione, essa si "arriccias" o non viene distesa accuratamente o posta aderente sulla superficie da misurare, alterando più o meno sensibilmente la misura derivante.



**Figura 10 6 – a seconda di quanto si preme sul cursore del calibro sul pezzo da misurare, si possono ottenere misure diverse per lo stesso misurando. Con la dicitura “misurando” si intende la grandezza da misurare, mentre l’asse della misura corrisponde alla scala graduata che è parallela a quella del misurando. Immagine tratta da Malagola, Ponterio 2004.**

Un secondo errore caratteristico della classe dei calibri è il cosiddetto errore del coseno, anche denominato errore di allineamento. Esso si verifica ogni qualvolta l’asse di misura non è posto parallelamente al misurando (Figure 10 7, 10 8).

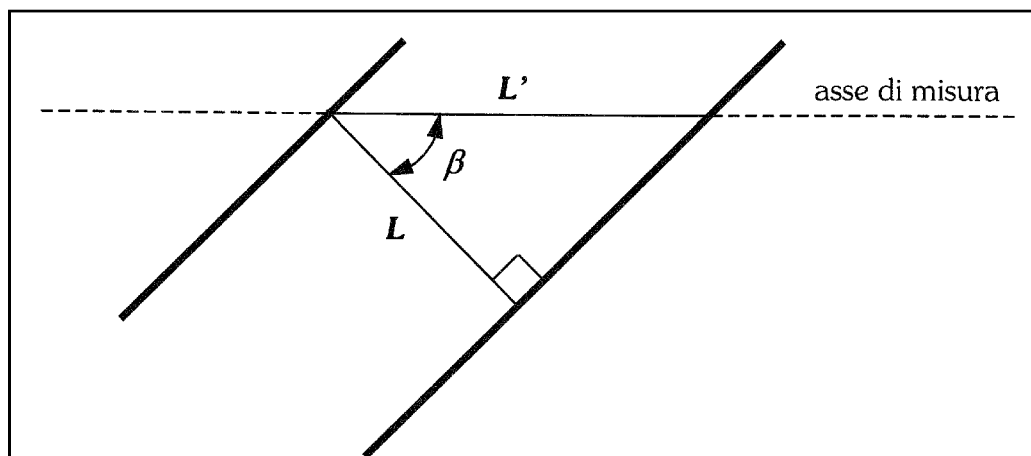


**Figura 10 7 – l’errore del coseno deriva dal non corretto allineamento tra l’asse di misura (scala graduata) e l’asse del misurando (la grandezza da misurare). Immagine rielaborata da Malagola, Ponterio 2004.**

Nella tavola osteometrica, tale errore incorre quando il reperto non è correttamente allineato con il sistema di riferimento dello strumento: nel caso delle tibie, esso si verifica quando l’asse longitudinale dell’osso non è posta esattamente in posizione parallela al piano secondario della tavola.

Per il compasso a branche curve, valgono le stesse considerazioni già enunciate per il calibro. Per la banda millimetrica, tale errore si ha quando l’asse di misura si trova su un piano che è

inclinato rispetto a quello corretto, che, nel caso della tibia, dovrebbe porsi parallelo al piano del pavimento.

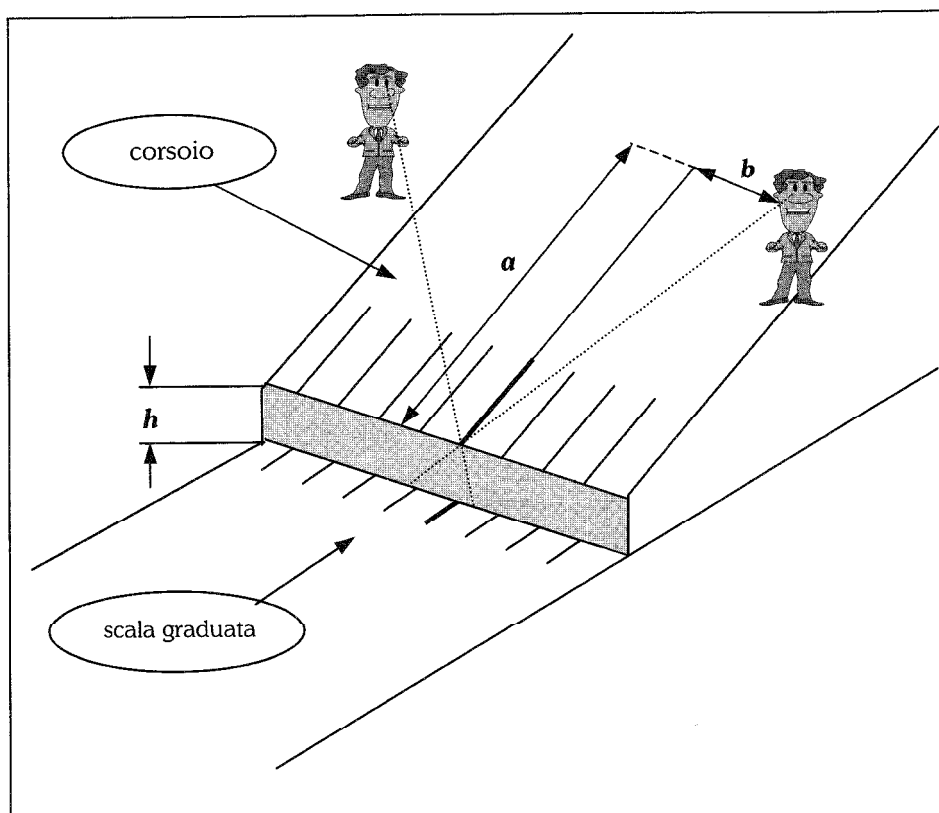


**Figura 10 8 – l'entità dell'errore in questo caso dipende dal coseno dell'angolo tra l'asse di misura e l'effettiva inclinazione dell'asse dello strumento. Immagine rielaborata da Malagola, Ponterio 2004.**

Il terzo errore più frequente con tali tipologie di strumenti è quello definito di “parallasse” e, diversamente dai precedenti, non è legato al posizionamento dello strumento rispetto al campione, ma piuttosto alla lettura da parte dell'operatore. Infatti, se si considera l'immagine in Figura 10 9, si può notare come esso sia la variazione dell'allineamento apparente tra due oggetti vicini ma non sovrapposti (la tacca in grassetto sulla scala graduata e quella sull'oggetto, posta a una certa altezza  $h$  dallo strumento) quando osservati da punti di vista differenti (i due osservatori nell'immagine). Si tratta di un errore ricorrente negli strumenti a lettura analogica.

Nella tavola osteometrica, tale errore si ha nella proiezione del punto di riferimento della misura sulla scala graduata, che si effettua tramite accessorio corsoio.

Nel compasso, l'errore si verifica esattamente secondo le modalità descritte in merito al calibro, come pure accade nella banda millimetrica.



**Figura 10 9 – l'errore di parallasse dipende dalla difficoltà di leggere univocamente in uno strumento analogico la misura rilevata. Immagine tratta da Malagola Ponterio 2004.**

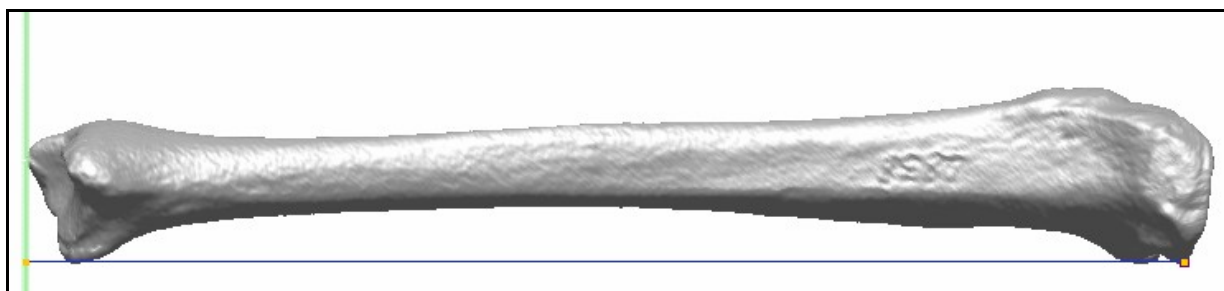
Vi sono altri errori che incorrono negli strumenti di misura come quelli utilizzati tradizionalmente e, come si vedrà in seguito, anche nel corso di questa ricerca. Tali errori sono principalmente legati alla temperatura o a deformazioni dello strumento in sé, ma non sono qui descritti in quanto di entità trascurabile e soprattutto di minore incidenza rispetto a quelli riportati.

Gli errori elencati non sono stati misurati negli strumenti utilizzati, ma in Appendice sono forniti gli errori calcolati dalle case madri e riportati nelle specifiche tecniche che corredano lo strumento.

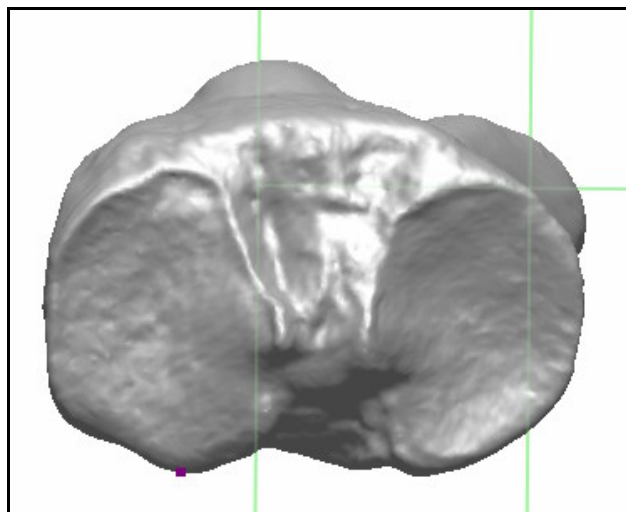
Negli ultimi trent'anni, la ricerca nell'ambito antropometrico si è orientata all'identificazione di quali siano le misure antropometriche più significative nelle ossa lunghe, che consentano con maggiore confidenza di individuare il sesso anche a partire da resti molto frammentari, nella certezza che *“physical anthropologists have found it to be an effective quantitative approach to sex determination”* (Slaus, Tomicic 2005), ma da un'attenta analisi della letteratura, sono state enucleate le più indicative, di seguito riportate. La descrizione dei parametri è corredata da una loro esemplificazione grafica al fine di renderla più facilmente comprensibile. Le immagini sono prese dal modello tridimensionale e non da immagini di

tibie reali, ma ciò non infici il significato della descrizione: le misure qui descritte sono quelle tradizionalmente effettuate su reperti, non su modelli 3D.

**1 – Lunghezza totale.** Si misura con la tavola osteometrica. La tibia viene adagiata sulla propria faccia dorsale sul piano di appoggio della tavola (piano primario). L'asse principale della tibia deve essere parallelo al piano secondario (frontale rispetto al misuratore). Per semplicità, la tibia può essere posta tangente ad esso nel punto laterale<sup>2</sup> dell'epifisi prossimale. Infine, la tibia va adagiata così che il punto distale sia tangente al piano terziario (Figura 10 2). Si misura in questo modo la lunghezza della tibia da questo ultimo piano sino al punto più aggettante a metà del bordo dorsale della superficie articolare laterale (Figure 10 10, 10 11).



**Figura 10 10 – prospettiva laterale del parametro antropometrico 1 (in colore blu), misurato perpendicolarmente rispetto al piano secondario della tavola osteometrica (riportata in colore verde nell'immagine in Figura 10 2).**

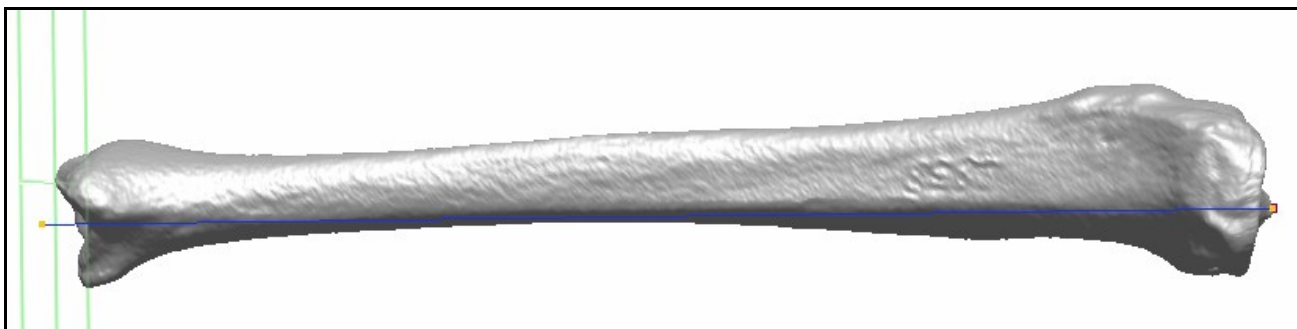


**Figura 10 11 – prospettiva frontale delle superfici articolari prossimali. Il punto in corrispondenza del quale è misurata la lunghezza 1 è segnalato con il colore viola ed è posto alla metà del bordo dorsale<sup>3</sup> della superficie articolare laterale.**

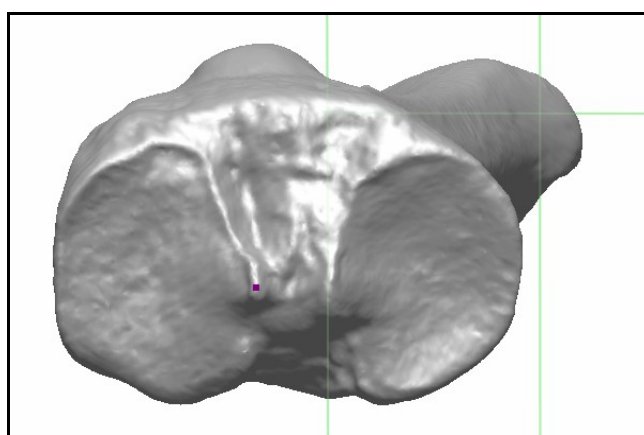
<sup>2</sup> Con il termine *laterale* si intende una porzione anatomica rivolta verso l'esterno mentre con *mesiale* si intende il suo opposto, ossia una parte anatomica rivolta verso l'interno rispetto a un asse di simmetria che divida il corpo umano in una metà destra e una metà sinistra.

<sup>3</sup> Con *dorsale* ci si riferisce a una generica parte anatomica rivolta verso la parte posteriore del corpo. Il suo opposto è *frontale*: tali categorie sono riferite a un piano che sezioni il corpo in una parte anteriore e una posteriore.

**1a – Lunghezza massima.** Secondo le indicazioni in 1, si misura la lunghezza sino al punto più aggettante dell'eminanza inter-condiloidea (Figure 10 12, 10 13).

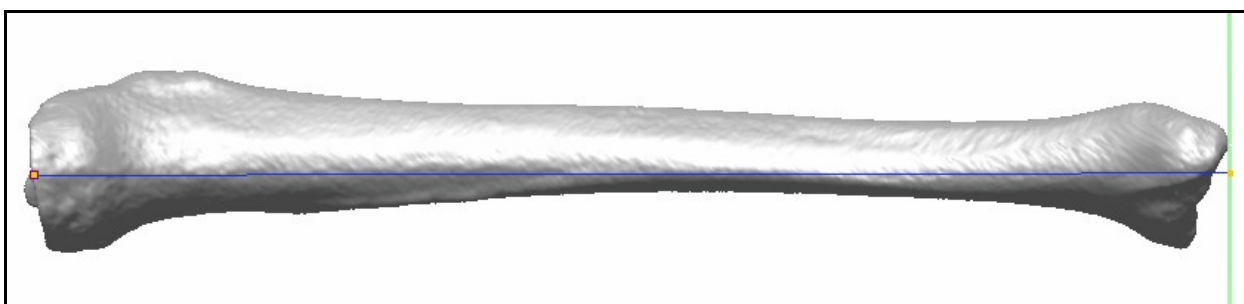


**Figura 10 12 – prospettiva laterale del parametro antropometrico 1a, misurato perpendicolarmente rispetto al piano secondario della tavola osteometrica.**

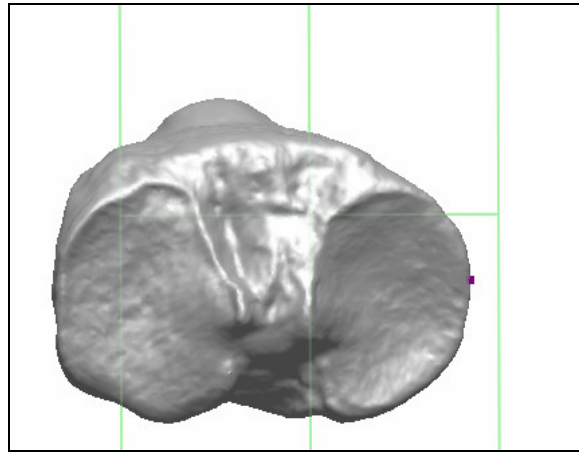


**Figura 10 13 – prospettiva frontale delle superfici articolari prossimali. Il punto in corrispondenza del quale è misurata la lunghezza 1a è segnalato con il colore viola ed è collocato sul punto maggiormente aggettante dell'eminanza inter-condiloidea.**

**1b – Lunghezza della tibia.** Secondo le indicazioni in 1, si misura la lunghezza sino a metà altezza del bordo mediale del condilo mediale (Figure 10 14, 10 15).

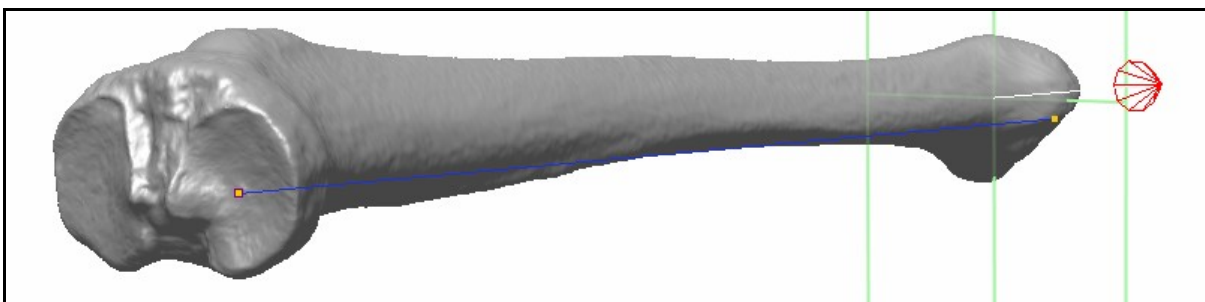


**Figura 10 14 – prospettiva laterale del parametro antropometrico 1b, misurato perpendicolarmente rispetto al piano secondario della tavola osteometrica.**

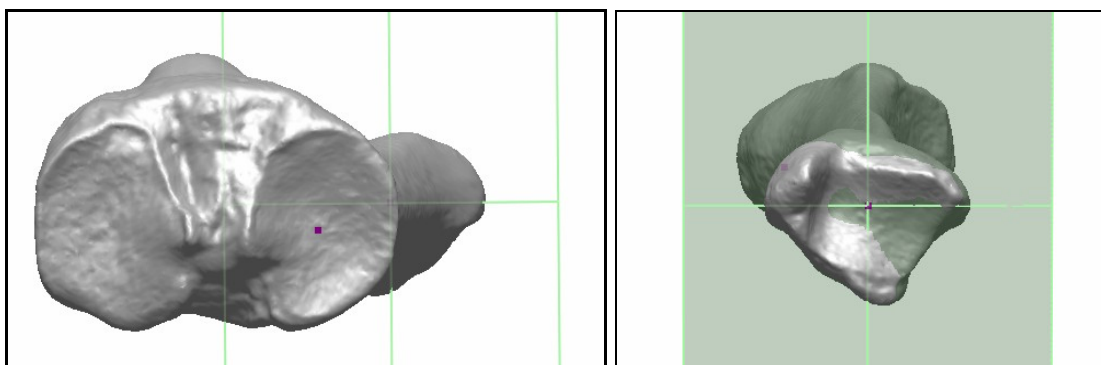


**Figura 10 15 -** prospettiva frontale delle superfici articolari prossimali. Il punto in corrispondenza del quale è misurata la lunghezza 1b è segnalato con il colore viola ed è collocato alla metà del bordo mediale.

**2 – Lunghezza fisiologica.** Utilizzando il compasso a branche curve, si misura la distanza tra il punto centrale della superficie articolare mediale e la base del malleolo dove si articola con al superficie superiore dell’astragalo (Figure 10 16, 10 17).



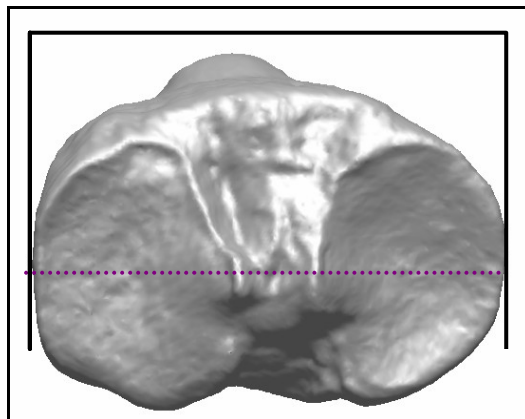
**Figura 10 16 –** esemplificazione del parametro antropometrico 2, misurato nel metodo tradizionale tramite un compasso a branche curve.



**Figura 10 17 –** nell’immagine di sinistra, il primo punto di riferimento nella misura, collocato al centro della superficie articolare mediale. Nell’immagine a destra, il secondo punto di riferimento nella misura, collocato al centro della superficie articolare distale.

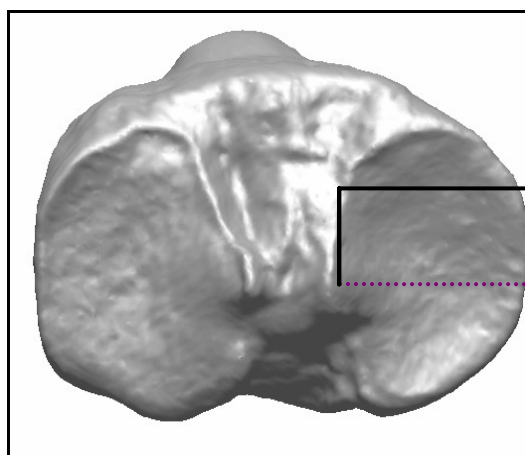


**3 – Larghezza epifisi prossimale** (anche riportata come *Biarticular Breadth*). Si misura con il calibro. Assicurandosi che l'asse longitudinale della tibia sia perpendicolare al terreno e parallelo al nostro corpo, si misura la larghezza dell'epifisi (Figura 10 18).



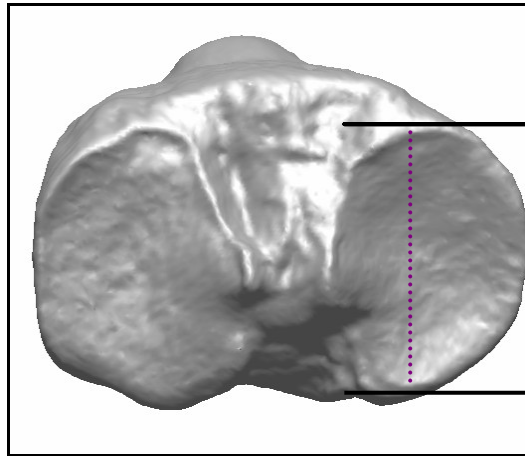
**Figura 10 18** – misurazione della larghezza dell'epifisi prossimale. Il segmento viola tratteggiato indica la grandezza da misurare, la linea continua nera è una stilizzazione del calibro utilizzato per misurare tale parametro.

**MCW – Medial Condyle Width** – larghezza del condilo mediale. Con il calibro, si misura la larghezza del condilo mediale dal suo punto più esterno a quello più interno (Figura 10 19).



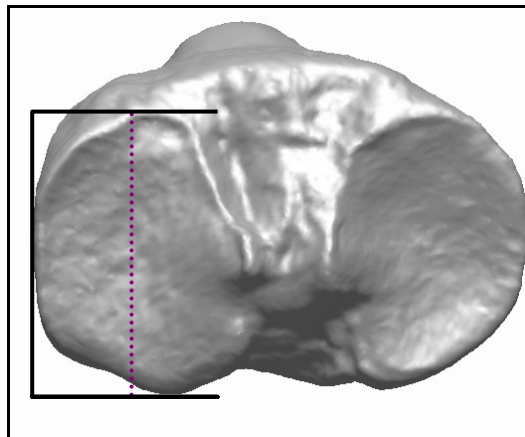
**Figura 10 19** – misurazione della larghezza della superficie articolare mediale.

**MCL – Medial Condyle Length** – lunghezza del condilo mediale. Con il calibro, si misura la lunghezza del condilo mediale in senso antero-posteriore (Figura 10 20).



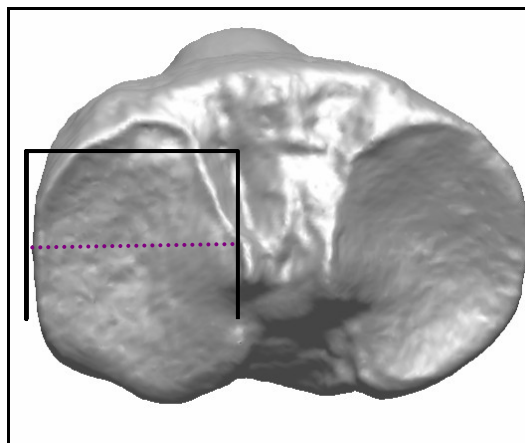
**Figura 10 20 – misurazione della lunghezza della superficie articolare mediale.**

**LCL – *Lateral Condyle Length* – lunghezza del condilo laterale.** Utilizzando il calibro, si misura come in MCL per il condilo laterale (Figura 10 21).



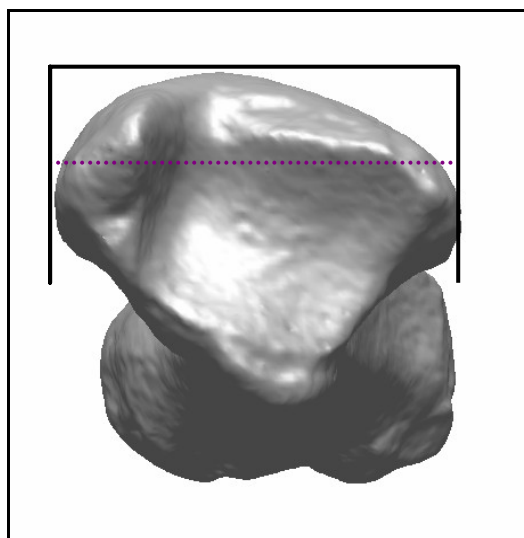
**Figura 10 21 – misurazione della lunghezza della superficie articolare laterale.**

**LCW – *Lateral Condyle Width* – larghezza del condilo laterale.** Utilizzando il calibro, si misura come in MCW per il condilo laterale (Figura 10 22).



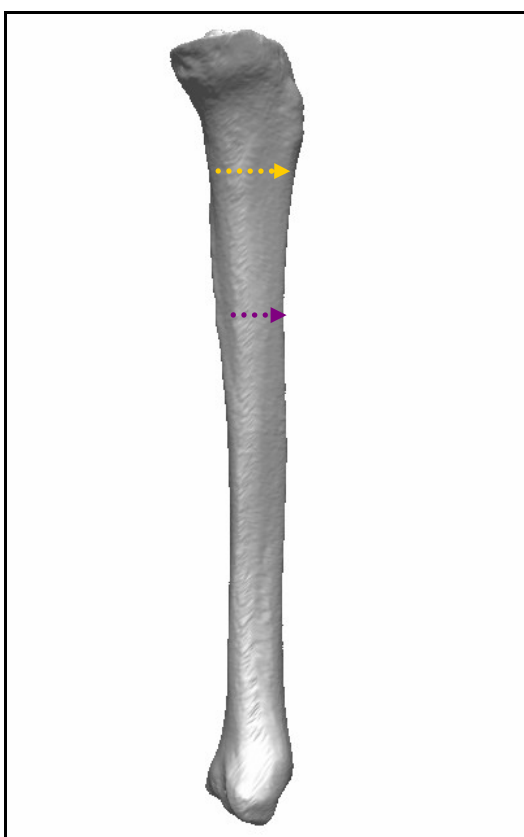
**Figura 10 22 – misurazione della larghezza della superficie articolare laterale.**

**6 – Larghezza epifisi distale.** Si misura con il calibro. Come in 3, si misura la larghezza dell'epifisi distale (Figura 10 23).



**Figura 10 23 – misurazione della larghezza della superficie articolare distale.**

**8 – Diametro antero-posteriore a metà altezza.** Come in 3, si misura con il calibro la larghezza in senso antero-posteriore della diafisi a metà sviluppo circa (Figura 10 24, indicazione in viola).

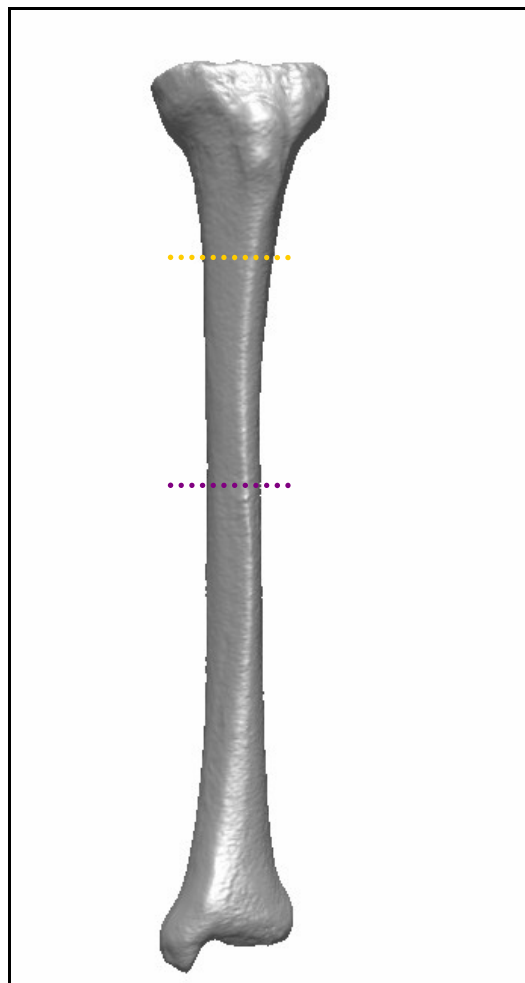


**Figura 10 24 – misurazione del diametro antero-posteriore a metà altezza (linea tratteggiata viola) e al foro (linea tratteggiata gialla).**

**8a – Diametro all’altezza del foro.** Come in 8, si misura la larghezza in senso antero-posteriore all’altezza del foro nutritizio (Figura 10 24, indicazione in giallo). Il foro nutritizio è quel foro di canali nelle ossa, che fa passare le arterie nutritizie dell'osso.

**9 – Diametro trasverso a metà lunghezza.** Con il calibro, in posizione come in 8, si misura il diametro trasverso, latero-mediale, a metà sviluppo dell’osso (Figura 10 25, indicazione in viola).

**9a – Diametro trasverso al foro.** Come nella posizione per le misurazioni precedenti 8, 8a, 9, si misura la larghezza in senso latero-mediale, all’altezza del foro nutritizio (Figura 10 25, indicazione in giallo).



**Figura 10 25 – misurazione del diametro trasverso a metà altezza (linea tratteggiata viola) e al foro (linea tratteggiata gialla).**

**Crf @ foro – Circonferenza massima al foro.** Utilizzando la banda millimetrica, si misura la circonferenza dell’osso all’altezza del foro nutritizio, nella posizione riportata in 3.

**10b – Circonferenza minima a un terzo della lunghezza.** Seguendo le indicazioni di Crf@foro, si misura la circonferenza dell’osso a un terzo del suo sviluppo (dall’epifisi distale), all’incirca dove scompare la cresta frontale.

La letteratura riporta come più indicative le misure corrispondenti alla larghezza dell'epifisi prossimale (3), dell'epifisi distale (6) e alla circonferenza all'altezza del foro nutritizio (Crf@foro).

L'utilizzo dei parametri antropometrici elencati, in particolare quando combinati fra loro, fornisce funzioni discriminanti che ricollocano l'osso al sesso di appartenenza con un'accuratezza anche superiore al 90%: in questo modo, anche i campioni "ambigui" possono essere collocati con una buona confidenza.

Tra tutte le misure riportate, è stato osservato che quelle relative alla lunghezza dell'intera tibia (1, 1a, 1b) sono anche quelle meglio definite in letteratura (Martin e Saller 1959, Facchini 1995) in quanto richiedono un orientamento specifico che, soprattutto, è specificato. È universalmente accettato, infatti, che, per misurare un campione, sia necessario definirne un orientamento e a tal scopo, nella metodologia di misura introdotta in questo lavoro di ricerca, è stato definito un sistema di riferimento, ricavato parimente per ciascun modello studiato. Nel caso appunto del calcolo delle lunghezze 1, 1a, 1b, si utilizza la tavola osteometrica, un sistema di riferimento spaziale a piani fra loro ortogonali, già introdotto in precedenza.

Il posizionamento della tibia sulla tavola osteometrica è illustrato in Martin e Saller 1959, *Der Knochen wird mit seiner Hinterfläche derart auf die horizontale Platte des Meßbretts gelegt*: la tibia va adagiata di modo tale che la faccia dorsale poggi sul piano della tavola osteometrica. Lo sviluppo della tibia deve invece essere parallelo al piano secondario (*daß sein Längsachse der Längsaudehnung des Brettes parallel läuft<sup>4</sup>*). Inoltre, la tibia deve essere tangente al piano terziario nel suo punto distale nell'epifisi distale (*und die Spitze des Malleolus tibialis an der senkrechten Querwand anstößt<sup>5</sup>*).

Per le altre misure antropometriche considerate, non vi sono in letteratura definizioni altrettanto specifiche su come collocare nello spazio la tibia rispetto allo strumento, ma piuttosto indicazioni pratiche di carattere molto generale che purtroppo contribuiscono a una ridotta ripetibilità delle misure.

La possibilità di lavorare su modelli virtuali ha consentito di identificare una metodologia di misura capace di ridurre gli errori inter- e intra-soggetto<sup>6</sup>, grazie all'introduzione di un vincolo geometrico sul modello 3D creato che ha permesso di definire più accuratamente e in modo teoricamente univoco i punti di riferimento delle misure.

---

<sup>4</sup> Ibidem

<sup>5</sup> Ibidem

<sup>6</sup> Nei test intra-soggetto uno stesso operatore esegue più misurazioni sul campione. Nel test inter-soggetto invece vi sono diversi operatori che svolgono una sessione di misura a testa.

Perciò è stato ricavato parimente lo stesso sistema di riferimento tridimensionale per il modello virtuale di ciascuna tibia, definito tramite una metodologia altamente ripetibile. A partire da questo, è stato possibile, tramite interrogazioni geometriche, individuare per gran parte delle misure i punti di riferimento in maniera automatica, garantendo per l'appunto una ripetibilità molto elevata, dipendente unicamente dal sistema di riferimento 3D.

A questo scopo, è stato scelto il sistema di riferimento della tavola osteometrica, che assicura allineamento e orientamento migliori, trasposto però all'interno dell'ambiente virtuale. In questo modo è stato possibile estrarre misurazioni comparabili a quelle già ricavate con i metodi tradizionali.

Un ulteriore vantaggio garantito da questo approccio risiede nel fatto che utilizzando uno stesso sistema di riferimento per tutte le misurazioni, è stato possibile rendere queste fra loro interdipendenti e vincolate, facilitandone la definizione e l'estrazione.

Infine, l'utilizzo di tecniche di ricostruzione virtuale di reperti osteologici ha consentito non solo di non dover più riprendere il campione originale, ma al suo posto di ricavarne il modello virtuale e soprattutto i punti geometricamente ricavati e scelti per le misurazioni effettuate. Tale "tracciabilità" delle misure (la capacità di ricostruire i punti e le geometrie di riferimento utilizzati per misurare) può così costituire la base di partenza per l'estrazione di nuove misure antropometriche, non solo di tipo distanziometrico, sullo stesso modello virtuale.

## *Capitolo 11 – Elaborazione di una nuova metodologia di misura.*

Il campione di studio è stato interamente acquisito con strumentazione *laser scanner* a triangolazione Konica Minolta Vivid 910 (vedi Appendice I).

Lo strumento, posto a una distanza di circa 1000 mm dal ripiano dove ciascun osso è stato adagiato per la scansione, ha consentito di acquisire con una lente di tipo *middle* (14.5 mm di distanza focale) superfici di tipo *mesh* con risoluzione media di circa 0.5 mm.

Le tibie rilevate, sinistre in conformità alla letteratura a proposito, sono state acquisite all'incirca con tredici scansioni ciascuna, assicurando 30 – 40% di sovrapposizione reciproca. Per ciascun osso, ogni acquisizione comprende la diafisi e parte delle due epifisi. Sono state acquisite alcune *mesh* unicamente per il bordo dell'epifisi prossimale, per garantire una corretta registrazione tra le scansioni della tibia intera e quella relativa alla superficie articolare prossimale che è perpendicolare rispetto allo sviluppo dell'osso. Infine, è stata acquisita una scansione unica per la superficie articolare distale.

La fase di acquisizione è stata veloce: le trenta tibie sono state digitalizzate in circa 24 ore totali di lavoro. Se per il primo campione tibiale è stato necessario identificare la metodologia di maggiore rapidità per la copertura totale dell'osso, per i campioni successivi si è trattato di ripetere la stessa e “adattarla” al campione. Ad esempio, le ossa che presentavano una superficie ruvida e scura, derivante da fenomeni post-deposizionali, hanno richiesto per la loro acquisizione valori maggiori di intensità del fascio laser.

In questo capitolo è stata utilizzata una notazione precisa per ogni ente geometrico:

P per il punto,

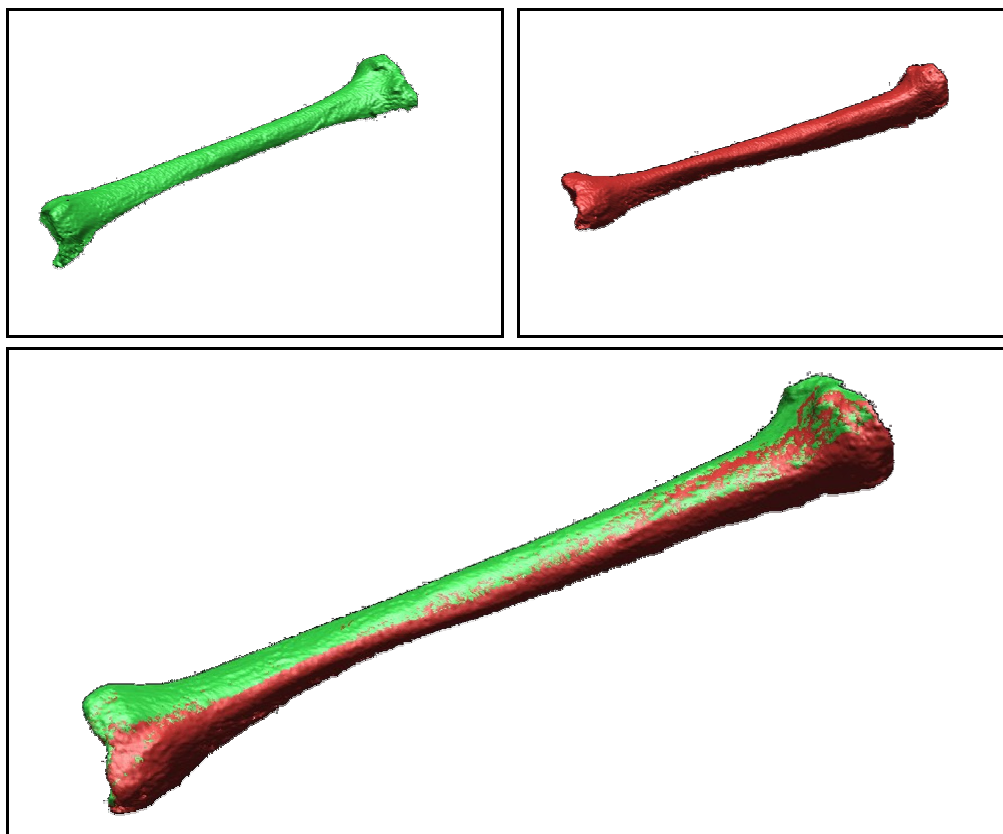
K per la curva,

$\mathbf{v}$  per il vettore,

$\pi$  per un piano.

L'elaborazione dati è stata eseguita in parte nel *software* Polygon Editing Tool PET, distribuito gratuitamente da Konica Minolta con l'acquisito del *laser scanner*, in particolare per le fasi di *editing* dei dati originali (acquisiti in formato .cdm) e per la registrazione iniziale e globale delle scansioni.

La metodologia di acquisizione precedentemente descritta ha consentito, durante la fase di allineamento, di scegliere punti distribuiti lungo l'intera diafisi, rispettando la continuità di curvatura (Figura 11 1).

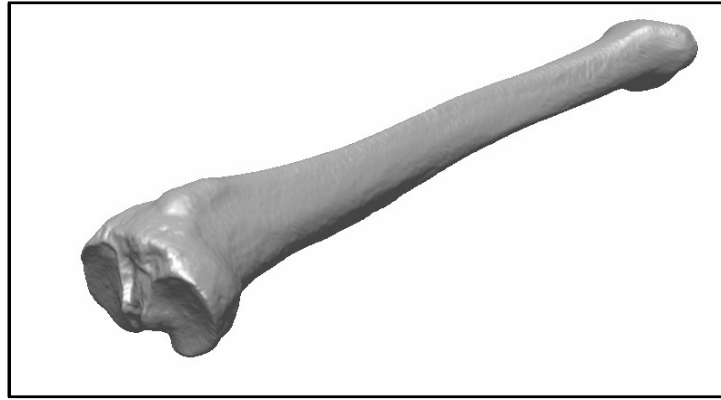


**Figura 31.1 - esempio di due scansioni continue prima (sopra) e dopo la registrazione (sotto).**

In un secondo momento, tali *mesh*, registrate e fuse in un unico elemento 3D, sono state allineate con le scansioni parziali relative alle due epifisi. L'errore medio di registrazione è stato di 0.15 mm. Le immagini riportate in questo capitolo sono tratte dal lavoro svolto sul campione numero 4838, una delle trenta tibie virtualmente ricostruite, e sono utilizzate per visualizzare tutti gli *step* della metodologia elaborata.

La parte successiva del post-processamento, è stata realizzata nell'ambiente Inus Technology RapidForm 2004: le *mesh* (importate da PET e gestite nel formato .vvd) sono state fuse fra loro e il modello finale ottenuto è stato ottimizzato tramite algoritmi di *hole filling* (chiusura di lacune di dimensioni ridotte) e di *smoothing* (due iterazioni dell'algoritmo di "lisciatura" molto leggera del modello). Per ogni tibia, è stato così possibile ottenere un modello costituito da una superficie continua e *watertight* (Figura 11 2), "a tenuta stagna", ossia chiusa.





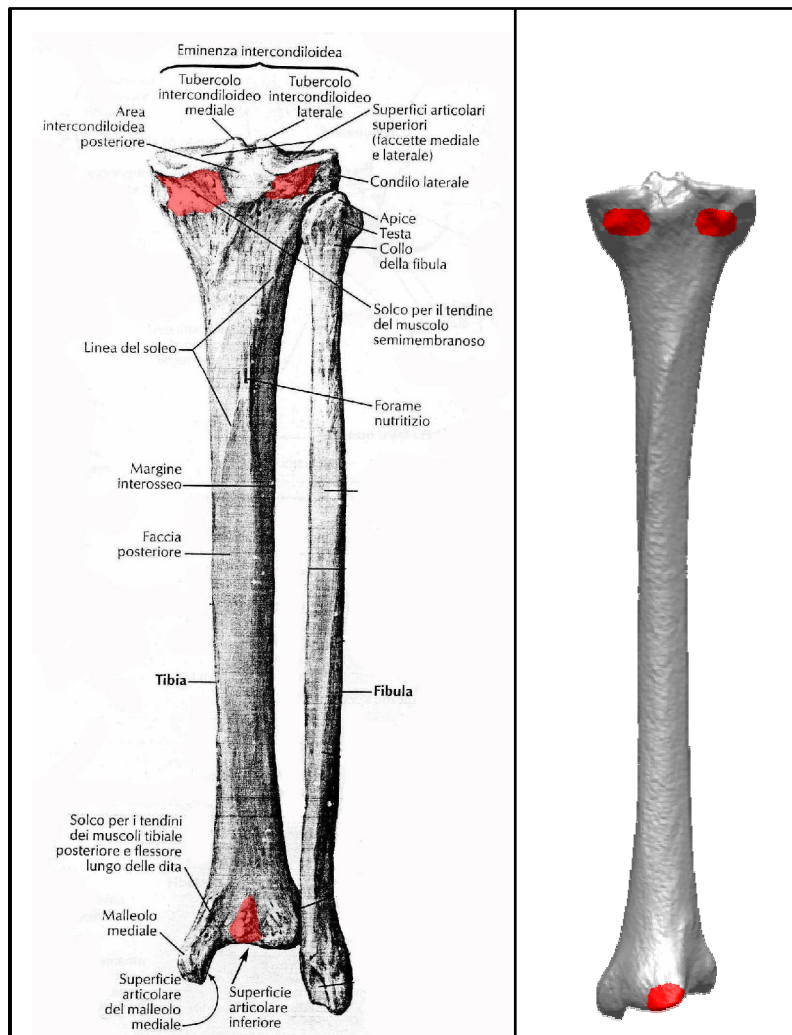
**Figura 11 2 - modello 3D virtuale *watertight* di una tibia.**

Nello stesso *software* RapidForm, è stata elaborata ed applicata la metodologia di misura sul modello virtuale di ciascuna delle tibie che, come già specificato precedentemente, è stato studiato in modo da riprodurre “virtualmente” il sistema a tre piani ortogonali della tavola osteometrica.

L’introduzione di tale sistema di riferimento per i modelli 3D ha messo in luce il primo problema: se nella realtà è possibile avere un equilibrio stabile appoggiando la tibia sulla sua parte dorsale (grazie alla forza gravitazionale terrestre), altrettanto non è valido nel caso di un modello virtuale. Esso infatti è inserito in uno spazio 3D che si potrebbe definire “privo di gravità” (a meno di utilizzare codici di calcolo di derivazione industriale), uno spazio dove è possibile orientare e posizionare il campione a piacimento. La necessità e la difficoltà di individuare un orientamento *standard e ripetibile* per i dati ottenuti dalla ricostruzione virtuale del campione di studio è un problema molto sentito nell’antropologia virtuale, in parte già messo in luce da Benazzi 2007, 2008 (in quest’ultimo caso su dati 2D) e da Mahfouz 2007, anche se relativamente a reperti diversi da ossa appendicolari. Tale problema, in alcuni studi di tipo comparativo sulla morfologia morfometrica, è stato superato tramite l’utilizzo della metodologia *Geometric Morphometric*, oggi particolarmente diffusa. Essa si concentra sull’identificare una posizione relativa tra i modelli virtuali dei campioni (*superimposition*). In questa sede, tale approccio non è stato utilizzato in quanto lo scopo era quello di verificare se un metodo di misura per i modelli virtuali, elaborato a partire da quello tradizionale, consentisse una maggiore ripetibilità. Per poter misurare singoli campioni, è stato considerato che il loro orientamento assoluto e non relativo all’interno di uno spazio virtuale fosse fondamentale.

Il primo requisito fondamentale di tale sistema di riferimento (anche detto *reference frame*) introdotto in questo lavoro è quello di fornire un piano di appoggio della tibia, riproducendo così la prima operazione che si effettua nel misurare con la tavola osteometrica, nel tentativo di “introdurre la gravità” nello spazio virtuale. Perciò, sulla base di un’osservazione diretta

delle tibie in oggetto, sono state identificate le aree dove esse generalmente poggiano: le aree più aggettanti della parte sua dorsale, per individuarle di seguito sul modello virtuale. È stato osservato che i punti di appoggio sono solitamente localizzati in tre regioni (Figura 11 3).

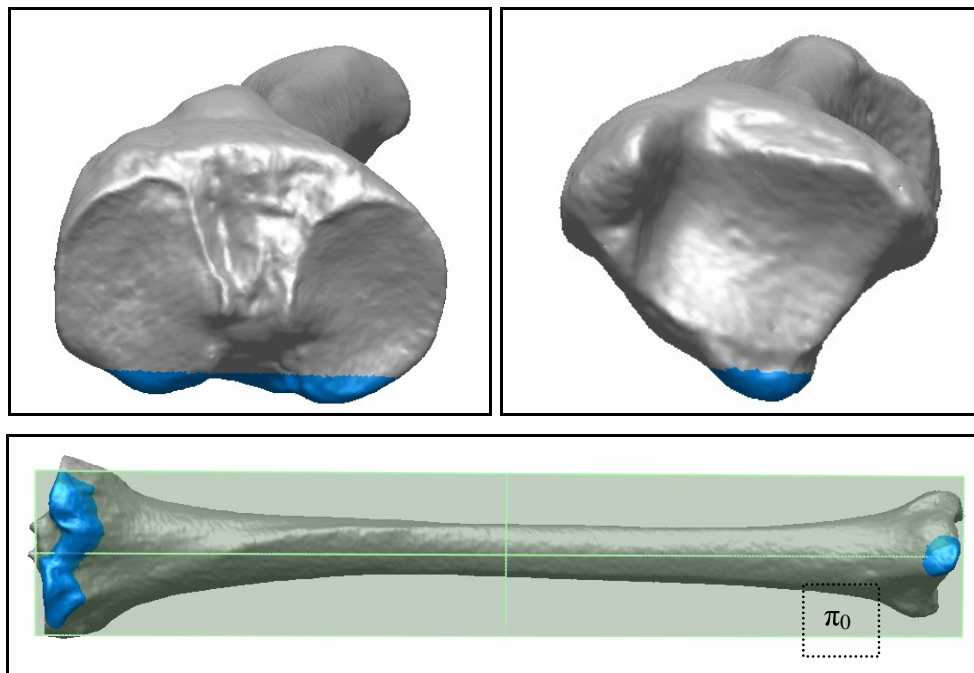


**Figura 11 3 - immagine rielaborata da Netter 2004, indicante le aree di appoggio (a sinistra). Le stesse aree di appoggio sono state selezionate anche sul modello virtuale della tibia (a destra).**

Nelle aree evidenziate in rosso si verifica generalmente l'appoggio dorsale della tibia: nell'epifisi prossimale, in corrispondenza del condilo mediale e del condilo laterale, e nell'epifisi distale, al di sopra della superficie articolare inferiore.

Il piano di appoggio della tibia nella tavola osteometrica, definito piano primario o  $\pi_1$ , deve essere tangente all'osso nella sua parte dorsale, ossia tangente ai tre punti più aggettanti della faccia dorsale, ognuno estratto dalle una delle tre aree d'appoggio individuate (Figura 11 4). È necessario che  $\pi_1$  in ciascuna tibia soddisfi questo vincolo. Tale operazione ha costituito il primo passo nella definizione dell'orientamento della tibia e quindi del suo posizionamento assoluto all'interno dello spazio virtuale.

Si noti che il sistema di riferimento non è stato creato separatamente dalla tibia e ad esso l'osso sia stato in seguito adagiato, ma, anzi, il *reference frame* è stato ricavato tramite geometrie (punti, linee, piani) introdotte sul modello virtuale stesso.

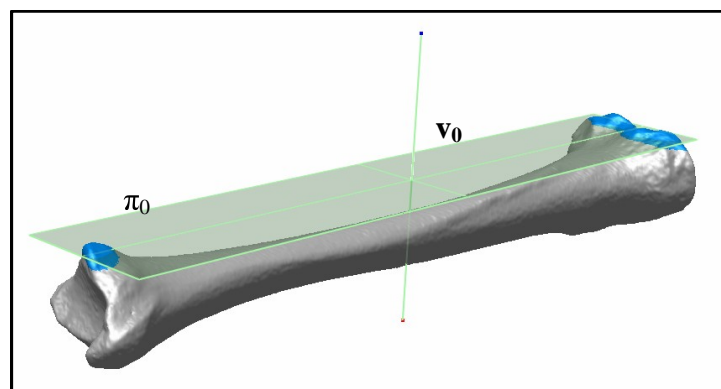


**Figura 11 4 – selezione delle aree di appoggio sull’epifisi prossimale e sulla distale (sopra). Le stesse aree selezionate sulla parte dorsale della tibia (sotto).**

Pertanto, sul modello virtuale sono state selezionate le principali macroaree dorsali dove generalmente si verifica l’appoggio della tibia. Per semplicità, durante la selezione, la regione evidenziata ha interessato un’area maggiore rispetto a quella in Figura 11 3.

A partire da queste, è stato costruito un piano di *best fitting*,  $\pi_0$ , che meglio approssima i punti della regione di interesse. Differentemente dal piano che si intende costruire, esso non è tangente al modello, ma lo interseca, ponendosi a metà altezza nella selezione, tra i punti più esterni e quelli più interni.

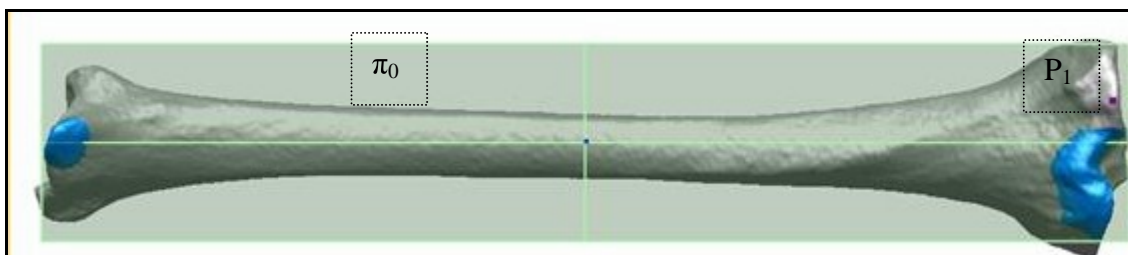
Da esso, è stato estratto un vettore perpendicolare  $\mathbf{v}_0$  passante per il punto centrale del piano.



**Figura 11 5 – il vettore estratto dal piano provvisorio.**

Il vettore  $\mathbf{v}_0$  ha un verso definito: l'estremità blu indica la parte positiva, quella rossa la parte negativa.

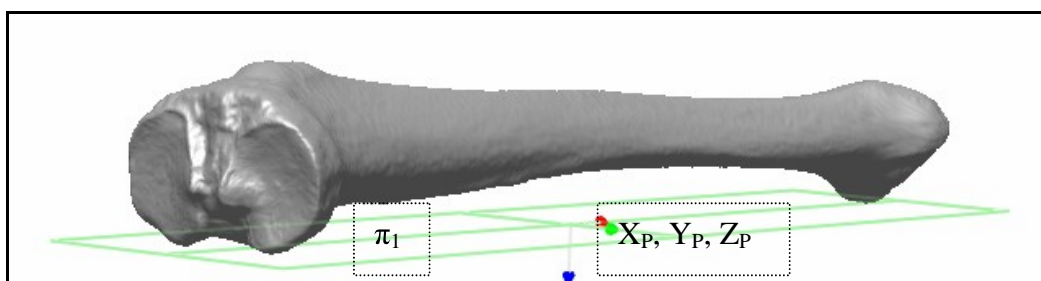
Tramite un'interrogazione geometrica (*At minimum/maximum boundary with vector*), paragonabile a una *query* in un *database*, è stato costruito quel piano, parallelo a  $\pi_0$ , passante per quel punto compreso nel volume della selezione il quale ha le coordinate maggiori lungo il vettore. Ciò significa che sono stati così estratti il piano e soprattutto il punto,  $P_1$ , il quale, come punto di tangenza tra tale piano e la selezione, costituisce il punto più aggettante in senso dorsale, quindi il primo punto dorsale di appoggio per la tibia. Verosimilmente esso è compreso in una delle tre aree di appoggio del campione, come già visto in precedenza (Figura 11 6).



**Figura 11 6 – il primo punto di appoggio individuato, con l'area corrispondente deselezionata.**

Per poter ricavare gli altri due punti necessari alla creazione del piano primario, è stata deselezionata (come in Figura 136) quella parte della regione in cui è compreso il primo punto di appoggio ottenuto ed è stata ripetuta la medesima interrogazione, che ha fornito il secondo punto dorsale,  $P_2$ , che nel caso della tibia 4838 si trova sul condilo mediale.

Dopo aver deselezionato l'area cui afferisce  $P_2$ , è stato richiesto il terzo punto dorsale  $P_3$  rispetto a  $\mathbf{v}_0$ , che si trova per l'appunto nell'ultima area di appoggio, al di sopra della superficie articolare distale. In questo modo, è stato estratto il piano primario,  $\pi_1$ , passante per i tre punti ricavati. Da esso è stato creato un sistema di assi coordinate "provvisorio"  $X_P$ ,  $Y_P$ ,  $Z_P$  (Figura 11 7), funzionale alle fasi successive della definizione del *frame*.

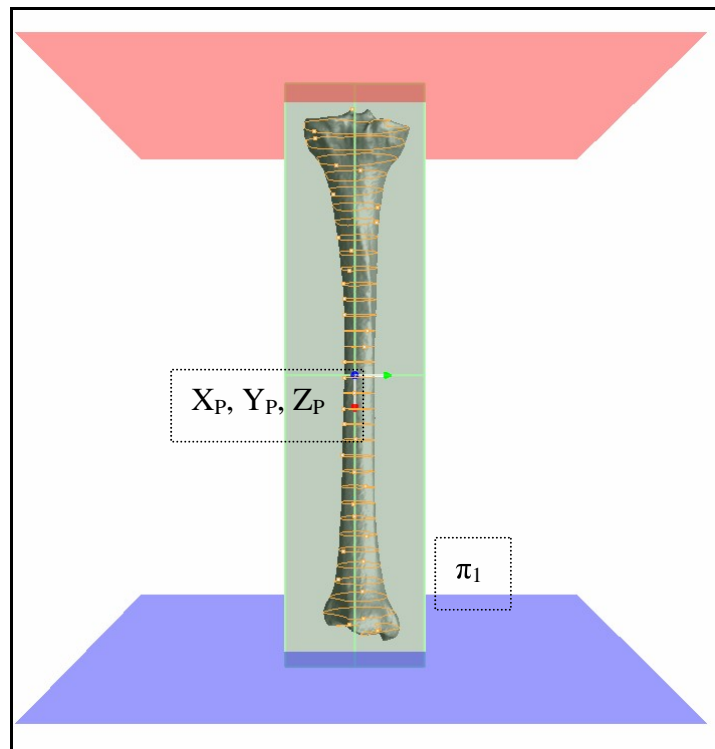


**Figura 11 7 – il piano primario  $\pi_1$  e il sistema di coordinate provvisorio  $X_P$ ,  $Y_P$ ,  $Z_P$ .**

Il sistema di riferimento tridimensionale elaborato comprende altri due piani, ricavati in maniera automatica (pertanto senza interventi "soggettivi" da parte del misuratore),

imponendo vincoli geometrici a  $\pi_1$ . Per questo motivo, la sua corretta e ripetibile individuazione è fondamentale sia ai fini dell'intero sistema di riferimento che delle misurazioni seguenti.

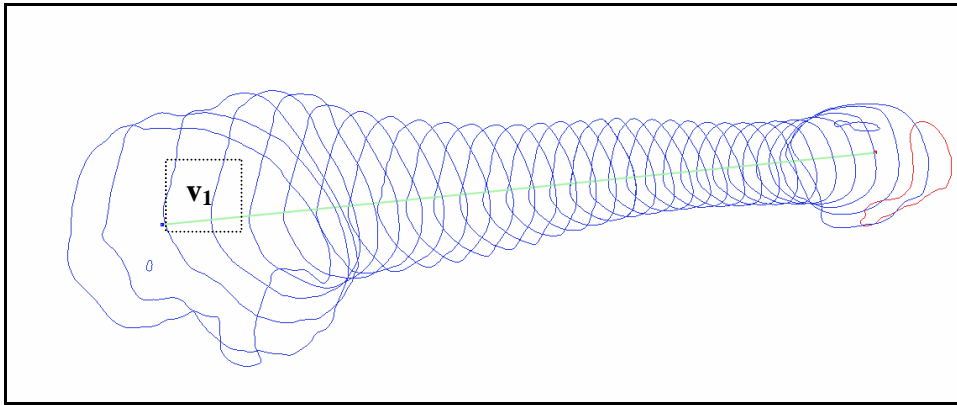
Il piano secondario del *frame*  $\pi_2$  è perpendicolare al primario, parallelo all'asse della tibia e tangente ad essa nel punto laterale dell'epifisi prossimale. Per poter creare un piano normale a  $\pi_1$  è necessario fornire una direttrice attorno alla quale effettuare la rotazione di  $90^\circ$  del primario. La direttrice di cui si necessita è l'asse principale della tibia, che ne definisce lo sviluppo longitudinale. Sul modello sono così state create delle curve (cosiddette *slice*) che consentono di sezionarlo rispetto alle direttrici X, Y, Z del sistema di riferimento del programma oppure rispetto a coordinate locali. A questo scopo infatti, in precedenza (Figura 11 7), era stato ricavato un sistema  $X_P, Y_P, Z_P$  a partire dallo stesso piano primario.



**Figura 11 8 – le curve create sul modello virtuale rispetto all'asse  $X_P$  del sistema di coordinate locali  $X_P, Y_P, Z_P$  precedentemente creato.**

Scegliendo come direttrice di sezione l'asse di colore rosso, corrispondente a  $X_P$ , e impostando un valore standard di interdistanza tra esse (si è scelto 10 mm), è stato possibile ottenere una serie di *slice* che seguono il profilo del modello virtuale (Figura 11 8).

È stato così ricavato un vettore  $\mathbf{v}_1$  come approssimazione dei centri delle curve, il quale costituisce l'asse principale della tibia (Figura 11 9).



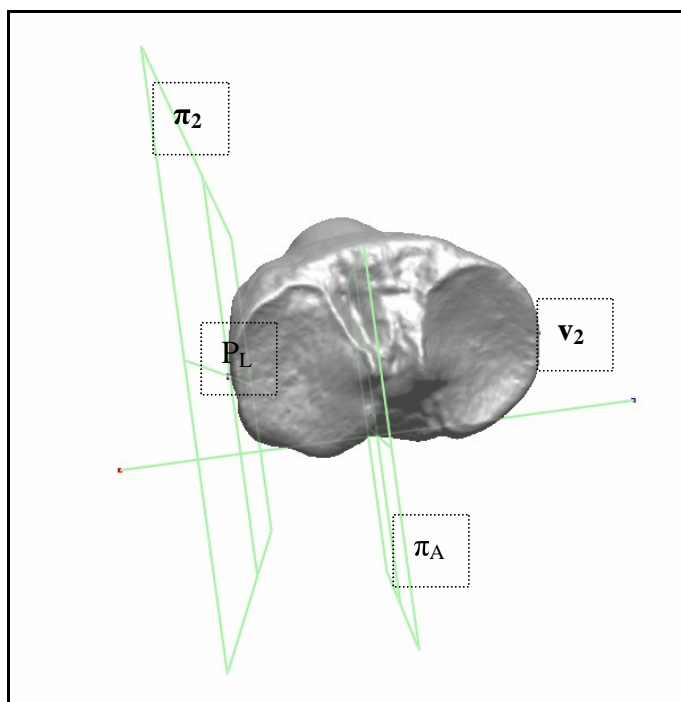
**Figura 11 9 – il vettore  $\mathbf{v}_1$  ricavato dal *best fitting* dei centri delle curve create lungo  $X_P$ .**

La metodologia per la sua estrazione è ritenuta corretta, in quanto  $\mathbf{v}_1$  è originato dalle coordinate locali costruite dal piano primario, il quale a sua volta è stato generato dalle zone di appoggio selezionate. I punti da esse estratti ( $P_1, P_2, P_3$ ) sono distribuiti in maniera tale da formare un triangolo, idealmente isoscele, il cui asse longitudinale segue quindi lo sviluppo della tibia. In questo modo, l'asse  $X_P$  e  $\mathbf{v}_1$  non possono che seguire l'andamento longitudinale del modello.

Il vettore estratto non è stato però utilizzato per poter ottenere il piano secondario. Infatti, qualora si procedesse a ruotare il piano primario rispetto a tale asse, si otterrebbe un piano perpendicolare al primario, ma non parallelo a  $\mathbf{v}_1$  stesso (il quale presenta una certa inclinazione rispetto a  $\pi_1$ ) contravvenendo così a uno dei vincoli imposti a  $\pi_2$ .

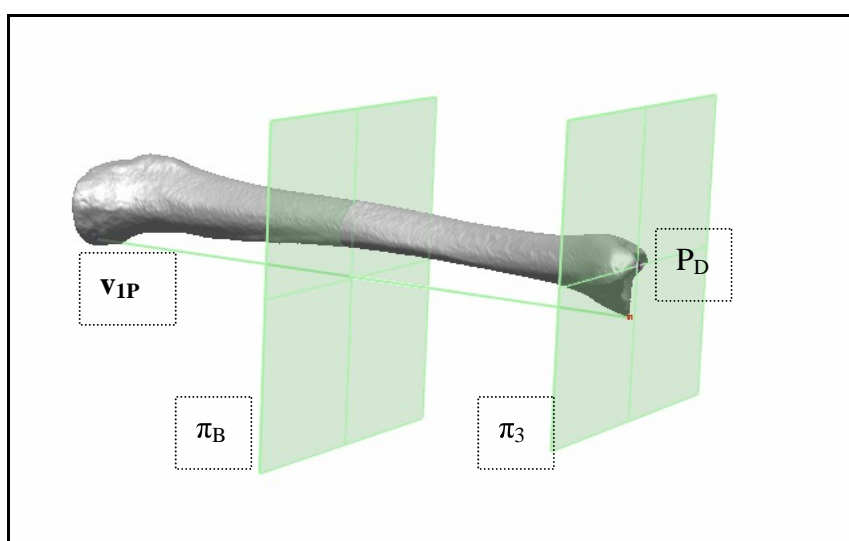
Per poter rispettare tale parallelismo tra i due, si è scelto di proiettare  $\mathbf{v}_1$  su  $\pi_1$ , annullandone l'inclinazione sul piano primario e ottenendo  $\mathbf{v}_{1P}$ . In questo modo, il piano ortogonale a  $\pi_1$ ,  $\pi_A$ , ottenuto dalla rotazione attorno a questo nuovo asse,  $\mathbf{v}_{1P}$ , è effettivamente parallelo al vettore stesso, rispettando la condizione inizialmente posta.

Il piano secondario  $\pi_2$  deve essere infine parallelo rispetto a quello ora creato,  $\pi_A$  (il quale soddisfa due dei tre vincoli imposti) e tangente al punto laterale dell'epifisi prossimale della tibia, ossia il punto più aggettante in senso laterale. Per poterlo creare è stato necessario estrarre un vettore  $\mathbf{v}_2$  dal piano esistente  $\pi_A$ , ed effettuare l'interrogazione già prima utilizzata, ricavando quindi il punto laterale  $P_L$  dell'epifisi prossimale rispetto al vettore. Il piano secondario  $\pi_2$  è stato generato come parallelo a  $\pi_A$  e passante per  $P_L$  ricavato (Figura 11 10).



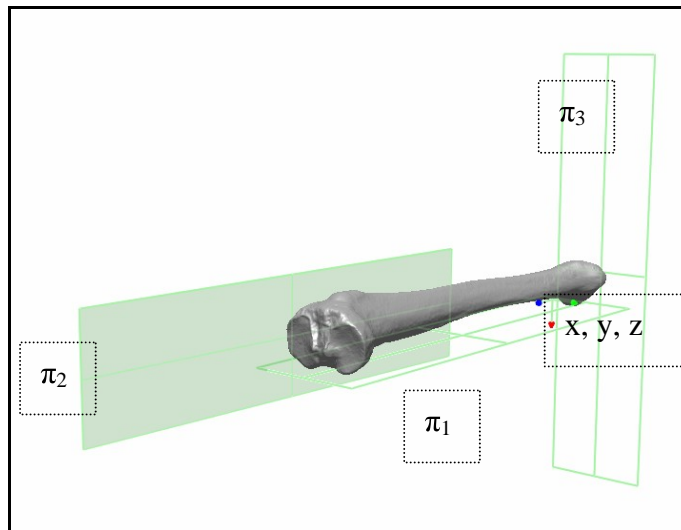
**Figura 11 10 – il piano generatore  $\pi_A$  e il vettore  $v_2$  ad esso perpendicolare. È stato estratto il punto laterale  $P_L$  e quindi  $\pi_2$ , parallelo a  $\pi_A$  e passante per  $P_L$ .**

Il piano terziario  $\pi_3$  è perpendicolare a  $\pi_1$  e a  $\pi_2$  e tangente al modello della tibia nel punto suo distale,  $P_D$ , cioè il punto più aggettante dell'osso in senso distale. Utilizzando  $v_{1P}$ , è stato creato un piano perpendicolare rispetto a  $\pi_1$  ruotato attorno a tale vettore. Il piano terziario deve essere parallelo rispetto a quest'ultimo creato, ma passante per  $P_D$ . Tramite il vettore  $v_{1P}$  è stato individuato il punto distale  $P_D$  rispetto ad esso, utilizzando l'interrogazione spaziale già vista per l'estrazione di  $P_L$ . Analogamente rispetto a  $\pi_2$ , è stato creato così un piano parallelo a  $\pi_B$  e passante per  $P_D$ : il piano terziario  $\pi_3$  (Figura 11 11)



**Figura 11 11 – il piano generatore  $\pi_B$  e il vettore  $v_{1P}$ . È stato estratto il punto distale  $P_D$  e quindi  $\pi_3$ , parallelo a  $\pi_B$  e passante per  $P_D$ .**

In questo modo la tibia è stata orientata nello spazio virtuale. Dai tre piani ortogonali è stato ottenuto un sistema di riferimento locale  $x, y, z$ , che costituisce l'origine del sistema della tavola osteometrica trasposta in uno spazio virtuale (Figura 11 12).



**Figura 11 12 - i tre piani  $\pi_1, \pi_2, \pi_3$  costruiti attorno alla tibia per definirne l'orientamento nello spazio. Da essi è stato ricavato un nuovo sistema di coordinate  $x, y, z$ .**

Dopo aver introdotto un sistema di riferimento tridimensionale, è stato possibile proseguire alla misura del campione, elaborando così una metodologia appropriata per tutti parametri antropometrici utili ai fini della determinazione del sesso.

Per poter poi effettuare una comparazione con la metodologia tradizionale, i campioni sono stati rimisurati anche con gli strumenti classici dell'antropometria: uno studio comparativo è presentato alla fine del capitolo seguente

Dato che la metodologia elaborata ha reso i parametri antropometrici interdipendenti, essi verranno illustrati di seguito seguendo un ordine diverso da quello tradizionale proposto nel capitolo precedente.

La Tabella 11 1 mostra come i parametri antropometrici siano tra loro legati all'interno dello spazio virtuale: essi sono stati suddivisi in tre classi a seconda di come sono stati definiti virtualmente.



<u>1^ GRUPPO</u> Dal reference frame	1a, lunghezza massima 1b, lunghezza della tibia 3, larghezza epifisi prossimale 8, diametro a metà sviluppo 9, diametro trasverso a metà sviluppo 10b, circonferenza minima a un terzo	<u>3^ GRUPPO</u> Dal 2^ gruppo + selezione manuale  <div style="border: 1px solid yellow; background-color: yellow; padding: 5px; margin: 5px 0;">           2, lunghezza fisiologica         </div> <div style="border: 1px solid lightgreen; background-color: lightgreen; padding: 5px; margin: 5px 0;">           1, lunghezza totale         </div>
<u>2^ GRUPPO</u> Dal 1^ gruppo + selezione manuale	<div style="background-color: yellow; padding: 2px;">           MCW, larghezza condilo mediale            MCL, lunghezza c. mediale            6, larghezza epifisi distale         </div> <div style="background-color: lightgreen; padding: 2px;">           LCL, lunghezza c. laterale            LCW, larghezza c. laterale         </div> <div style="padding: 2px;">           Crf@foro, circonferenza al foro            8a, diametro al foro            9a, diametro trasverso al foro         </div>	

**Tabella 11 1 – Suddivisione dei parametri antropometrici in 3 gruppi a seconda della metodologia con cui sono stati estratti.**

Nel *primo gruppo*, di seguito illustrato, sono compresi quei parametri (1a, 1b, 3, 8, 9, 10b) che sono derivati dalle geometrie del sistema di riferimento x, y, z (ossia  $\pi_1, \pi_2, \pi_3$ ) e dalle geometrie che sono state utilizzate per costruire lo stesso (ossia  $\mathbf{v}_{1P}$  e  $\mathbf{v}_2$ ), introducendo o meno ulteriori geometrie di riferimento a partire da queste già esistenti.

### **1a – Lunghezza massima**

#### **Definizione tradizionale**

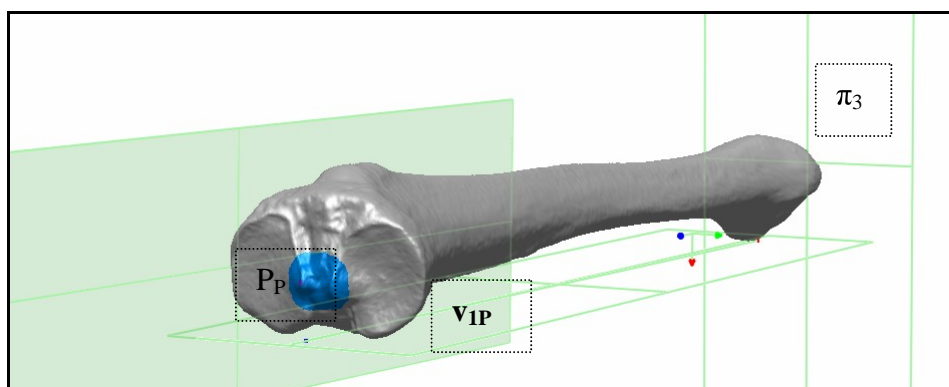
Essa misura la distanza in proiezione fra il punto più alto dell'eminanza inter-condiloidea e l'apice malleolare". Per questo parametro, si utilizza generalmente la tavola osteometrica.

Il metodo di misura è piuttosto ripetibile in quanto ci si serve di uno strumento che garantisce un buon riferimento per l'orientamento e l'allineamento dell'osso, come già ampiamente descritto in precedenza. Sulla ripetibilità del metodo, inficia però il fatto che ci si avvalga anche di ulteriori oggetti (goniometri, squadre) che, adagiati sul bordo dell'osso in corrispondenza del punto di riferimento nella misura, servono a proiettare il punto stesso sul piano primario, introducendo una maggiore incertezza nel valore estratto.

#### **Trasposizione nello spazio virtuale**

Utilizzando  $\mathbf{v}_{1P}$ , è stato individuato il punto in tale selezione che si trova all'estremità prossimale del modello ( $P_P$ , punto prossimale) lungo il suddetto vettore, e che quindi è situato

agli antipodi rispetto a  $P_D$ , punto distale. È stata così misurata la distanza tra  $P_P$  e  $\pi_3$ , calcolata in linea retta, seguendo l'asse principale proiettato della tibia, lo stesso  $v_{IP}$  (Figura 11 18).



**Figura 11 18 – misurazione di 1a. La selezione blu è stata riportata solamente allo scopo di evidenziare il luogo in cui si trova il punto di misura.**

Il metodo elaborato per questa misura ha consentito di individuare univocamente il punto prossimale  $P_P$  rispetto al sistema di riferimento introdotto  $x, y, z$ , fisso per tutte le misurazioni su tale modello virtuale. Inoltre, per l'estrazione del valore richiesto, la condizione di parallelismo tra il piano secondario (perpendicolare al terziario) e il vettore utilizzato per ricavare lo stesso  $P_P$  ha garantito che la misura fosse effettuata in linea retta dal punto al piano terziario.

Le eminenze inter-condiloidee costituiscono gli elementi più aggettanti della tibia in senso prossimale e per questo motivo non ha necessitato di alcuna selezione manuale.

## **1b – Lunghezza della tibia**

### **Definizione tradizionale**

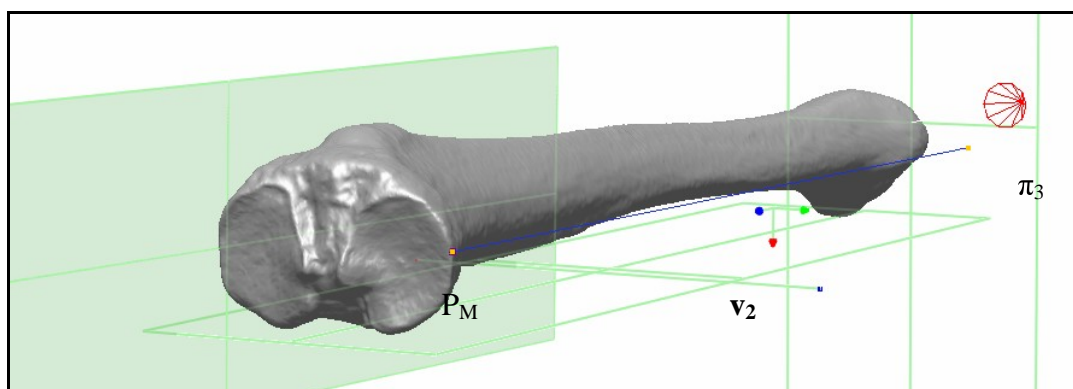
Essa misura la lunghezza della tibia fino a metà altezza del bordo mediale del condilo mediale: si utilizza la tavola osteometrica.

Per tale misurazione valgono le stesse considerazioni già viste in precedenza per 1a, per cui sulla ripetibilità del metodo di misura tradizionale influisce il fatto di dover ricorrere a ulteriori accessori corsoi per poter proiettare il punto di riferimento sul piano primario (aumentando errore di Abbe e di parallasse).

### **Trasposizione nello spazio virtuale**

Utilizzando il vettore  $v_2$ , è stato ricavato il punto mediale dell'epifisi prossimale, tramite l'interrogazione già vista in precedenza per estrarre  $P_L$  e  $P_D$  ad esempio. Il punto ottenuto,  $P_M$ , è situato sul profilo mediale del condilo mediale. Nella morfologia della tibia, l'epifisi prossimale va allargandosi in senso latero-mediale e generalmente raggiunge la sua larghezza massima a metà del bordo latero-mediale. Pertanto, si può affermare che  $P_M$  è situato a metà

del bordo mediale. La distanza è stata misurata tra  $P_M$  e  $\pi_3$ , calcolata in linea retta (Figura 11 19).



**Figura 11 19 – misurazione di 1b.**

È stato così possibile ricavare univocamente il punto mediale e ottenere una distanza in linea retta rispetto al piano terziario. È pur vero che, qualora la regola generale in merito alla presunta posizione del punto sul bordo mediale, non fosse rispettata, nel caso ad esempio di una tibia “anomala”, si renderebbe necessaria una definizione alternativa dello stesso parametro. Per questo motivo, è stato elaborato anche un metodo alternativo per individuare  $P_M$ , che è però stato derivato da un parametro afferente alla seconda classe, MCL.

### **3 – Larghezza epifisi prossimale**

#### **Definizione tradizionale**

Essa valuta la distanza tra il punto più sporgente del condilo laterale e il punto più sporgente del condilo mediale in senso mesio-laterale. Nella fase di misura tradizionale, si utilizza in particolare il calibro.

La metodologia tradizionale non fornisce un orientamento specificato dello strumento rispetto al campione. Ammettendo che si possa mantenere l’asse del calibro parallela all’asse longitudinale della superficie articolare prossimale, come richiesto dagli stessi antropometri, la limitata ripetibilità è determinata in questo caso dal fatto che si possano avere rotazioni dello strumento rispetto al proprio asse longitudinale (errore del coseno).

#### **Trasposizione nello spazio virtuale**

Il parametro misura la massima larghezza dell’epifisi, che si ha in corrispondenza della massima espansione in senso latero-mediale. Sul modello virtuale, esso quantifica la distanza tra i già individuati  $P_L$  e  $P_M$ , i punti laterale e mediale nell’epifisi prossimale. Essi potrebbero non trovarsi in posizione simmetriche rispetto all’asse longitudinale del modello: potrebbero non essere allineati in senso antero-posteriore o latero-mediale. Per questo motivo essi vengono proiettati su  $\pi_1$  ( $P_L'$  e  $P_M'$ ), annullando il possibile scostamento antero-posteriore tra i

due punti e di seguito su  $\pi_3$  ( $P_{L''}$  e  $P_{M''}$ ), annullando quello latero-mediale. Tra questi ultimi due punti è stata misurato il parametro richiesto (Figura 11 20).

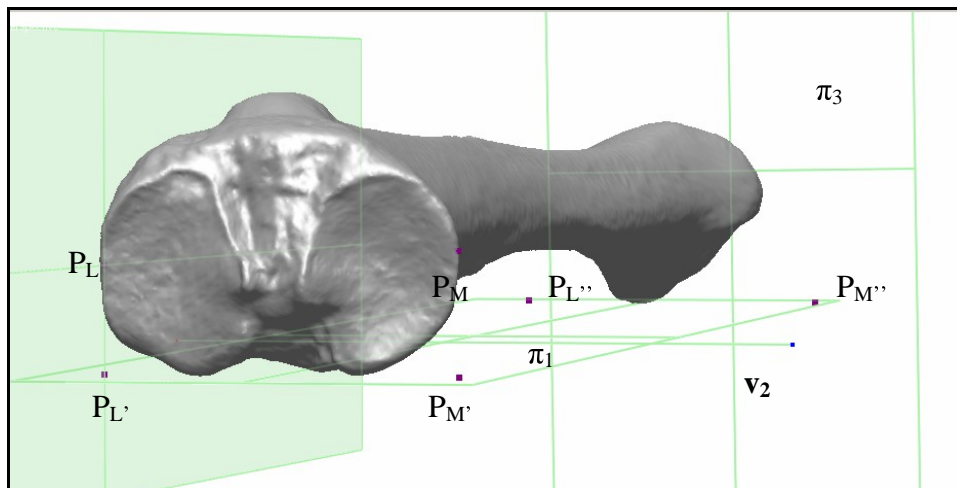


Figura 11 20 – misurazione di 3.

## **8 – Diametro antero-posteriore a metà lunghezza**

### **Definizione tradizionale**

Si tratta della distanza in linea retta dalla cresta anteriore alla faccia posteriore, misurata alla metà dello sviluppo dell'osso (calibro).

Per poter tracciare tale misura, è necessario innanzitutto individuare la metà della diafisi, quindi porre il calibro all'altezza desiderata. Il problema è costituito, come già visto in parte con il parametro 3, dal fatto che lo strumento di misura può facilmente ruotare attorno al suo asse longitudinale (errore di allineamento) e, trovandosi a misurare una superficie ad andamento curvilineo, anche ruotare attorno allo stesso asse principale della tibia, determinando così la ripetibilità limitata del metodo di misura.

### **Trasposizione nello spazio virtuale**

È stato necessario estrarre una curva,  $K_{1/2}$ , utilizzando le coordinate locali  $x$ ,  $y$ ,  $z$  introdotte, lungo l'asse  $z$  (corrispondente all'asse principale della tibia) a metà altezza del modello. I punti attorno alla curva sono stati selezionati ed inoltre è stato estratto un vettore  $v_3$  perpendicolare al piano  $\pi_1$ . Dalla selezione effettuata, utilizzando l'interrogazione spaziale più volte considerata in precedenza (*At minimum/maximum boundary with vector*), sono stati individuati i punti che in tale regione si trovano ai due estremi rispetto allo stesso vettore  $v_3$ ,  $P_{A1/2}$  e  $P_{P1/2}$ . Essi sono stati proiettati sul piano  $\pi_2$  ( $P_{A1/2'}$  e  $P_{P1/2'}$ ) e quindi nuovamente su  $\pi_3$  ( $P_{A1/2''}$  e  $P_{P1/2''}$ ), al fine di annullare il loro scostamento in senso latero-mediale e prossimo-distale, come già visto nel caso del parametro 3. È stata calcolata la distanza tra gli ultimi due punti ricavati (Figura 11 21).

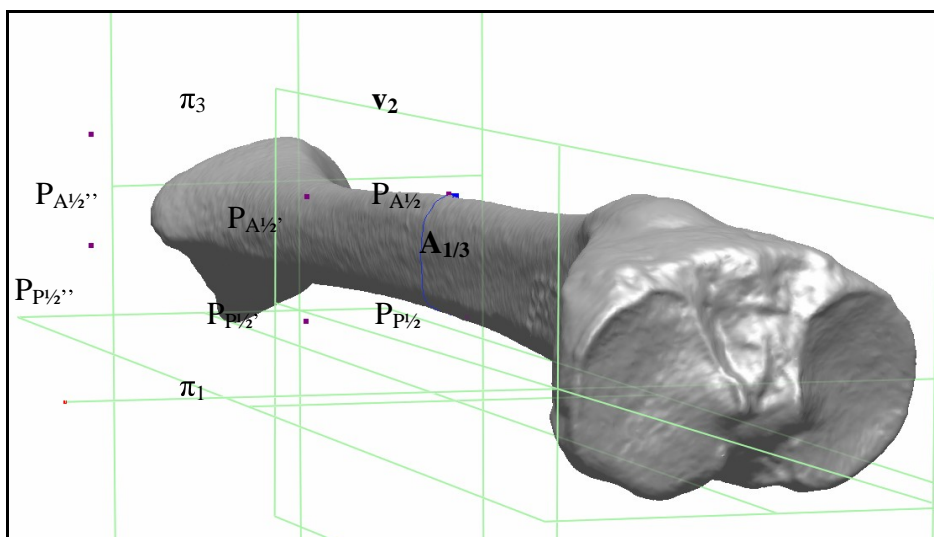


Figura 11 21 – la misurazione di 8.

## 9 – Diametro trasverso a metà lunghezza

### **Definizione tradizionale**

Si misura dal margine interosseo al lato opposto, perpendicolarmente al parametro 8 ed analogamente ad esso è utilizzato il calibro.

Per poter effettuare tale misurazione, si renderebbe necessario posizionare il calibro di modo da trovarsi alla stessa altezza della precedente misura, 8. A meno di trovare dei metodi più o meno accurati, è difficile garantire questa condizione.

### **Trasposizione nello spazio virtuale**

Dalla selezione attorno alla curva creata per il parametro antropometrico 8, utilizzando in questo caso  $v_2$ , sono stati individuati i punti che in tale regione sono collocati ai due estremi rispetto al vettore,  $P_{M/2}$  e  $P_{L/2}$ . Quindi, sono stati proiettati su  $\pi_1$  ( $P_{M/2}'$  e  $P_{L/2}'$ ) e su  $\pi_3$  ( $P_{M/2}''$  e  $P_{L/2}''$ ), al fine di annullarne lo scostamento in senso antero-posteriore e prossimo-distale. E' stata misurata la distanza tra i due punti così ottenuti  $P_{M/2}''$  e  $P_{L/2}''$  (Figura 11 22).

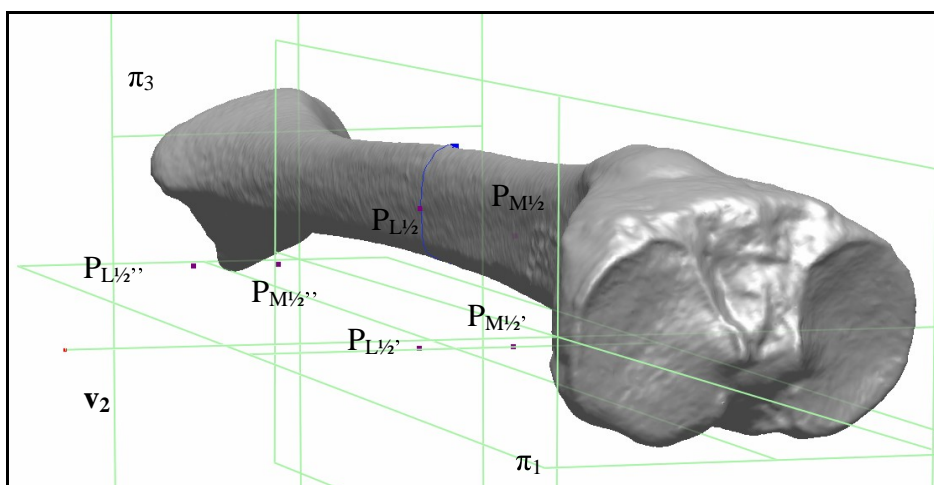


Figura 11 22 – misurazione di 9.

L'estrazione della curva per il parametro 8 ha consentito di individuare i punti di riferimento di questa misura alla stessa altezza di quelli identificati nella misura precedente.

### **10b – Circonferenza minima a un terzo della lunghezza**

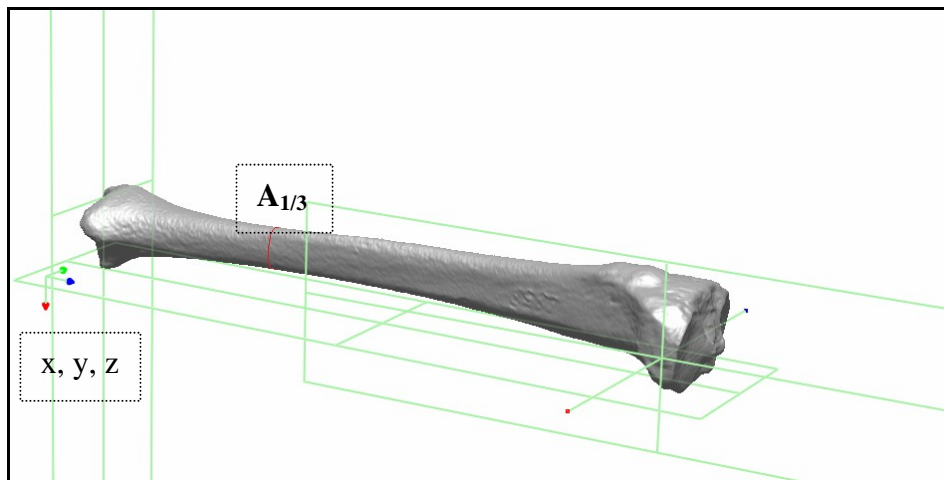
#### **Definizione tradizionale**

Tale misura richiede il valore della circonferenza minima della diafisi, posta a circa un terzo dello sviluppo dell'osso dall'epifisi distale. Si misura con la banda millimetrica.

La difficoltà che si incontra nel tracciare una misura distanziometrica come quella qui illustrata, così come poi sarà per Crf@foro, è che essa va tracciata lungo profili curvilinei: nonostante lo strumento di misura utilizzato sia flessibile e con facilità possa adattarsi all'andamento della superficie, rimane comunque piuttosto difficile poter disporre la banda attorno alla diafisi seguendo un profilo coerente (errore di Abbe).

#### **Trasposizione nello spazio virtuale**

È stata creata una curva a un terzo dello sviluppo,  $K_{1/3}$ , impostando il sistema di riferimento locale  $x, y, z$  e scegliendo come asse quello principale della tibia ( $z$ ). La lunghezza della curva estratta ha restituito il valore di tale misurazione (Figura 11 23).



**Figura 11 23 – la misurazione di 10b.**

Scegliendo di impostare il sistema di riferimento locale  $x, y, z$  per estrarre tale curva, si è certi che essa segua un profilo perpendicolare all'asse longitudinale.

Nel *secondo gruppo* di misura, sono compresi quei parametri (MCW, MCL, 6, LCL, LCW, 8a, 9a, Crf@foro) che sono definiti a partire dall'individuazione manuale da parte del misuratore di aree o di punti specifici, unitamente alle geometrie proprie del sistema di riferimento  $x, y, z$  (ossia  $\pi_1, \pi_2, \pi_3$ ) e a quelle utilizzate per generare lo stesso (ossia  $\mathbf{v}_{1P}$  e  $\mathbf{v}_2$ ).

## 6 – Larghezza epifisi distale

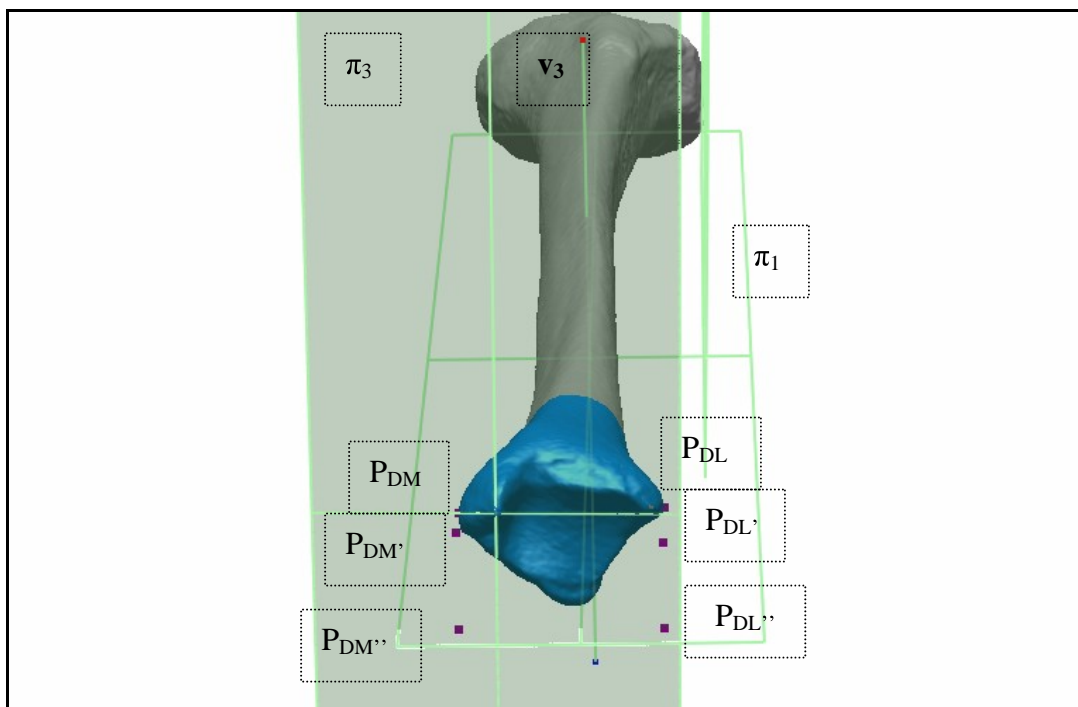
### **Definizione tradizionale**

Si misura dal punto più sporgente del malleolo tibiale in senso mediale al margine laterale ed inferiore dell'epifisi. Per il suo tracciamento è utilizzato il calibro.

Per tale parametro vigono le medesime considerazioni già illustrate con l'epifisi prossimale.

### **Trasposizione nello spazio virtuale**

Si è reso necessario effettuare una selezione dell'area interessata da tale parametro, corrispondente alla parte distale dell'osso. Sono stati infatti selezionati tutti i triangoli nell'area approssimativamente dell'epifisi distale. Essa non è delimitata precisamente, ma per identificare i due punti più aggettanti in senso latero-mediale, è stato sufficiente selezionare la parte compresa nel terzo finale del modello, dato che la morfologia stessa della tibia presenta un allargamento finale concentrato in un'unica area (si confronti anche la Figura 133 come esempio). Tramite  $v_2$  sono stati individuati quei punti,  $P_{DM}$  (punto distale mediale) e  $P_{DL}$  (punto distale laterale), che in questa regione si trovano agli estremi rispetto a tale vettore. I punti sono così stati proiettati su  $\pi_3$ , ottenendo  $P_{DM'}$  e  $P_{DL'}$ , quindi su  $\pi_1$  ( $P_{DM''}$  e  $P_{DL''}$ ), secondo quanto effettuato anche per il parametro precedente, 3. È stata misurata la distanza tra questi ultimi due punti (Figura 11 24).



**Figura 11 24 – la misurazione di 6.**

In questo modo, è stato possibile estrarre univocamente i punti di riferimento utili alla misura, introducendo una selezione da parte del misuratore, ma sempre utilizzando geometrie già esistenti.

## MCW – Medial Condyle Width – larghezza del condilo mediale

### **Definizione tradizionale**

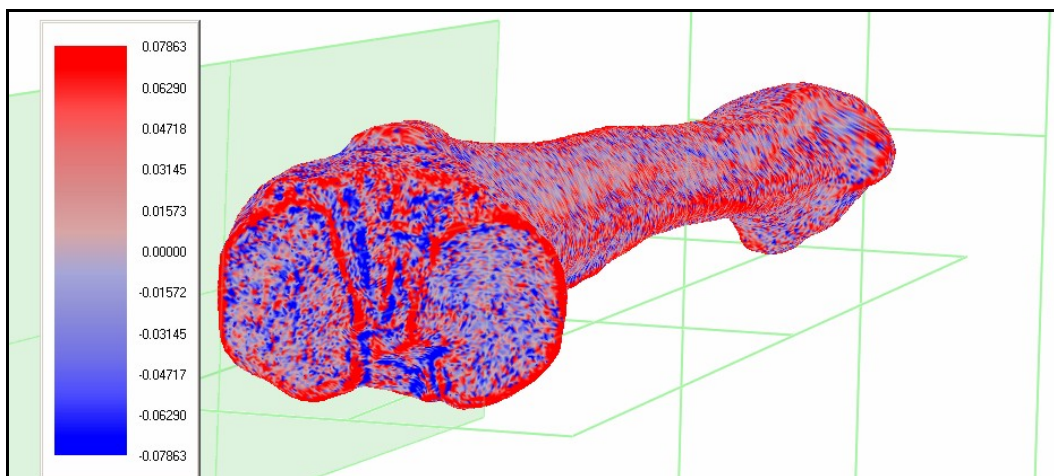
Massima larghezza trasversa del condilo mediale misurata dal bordo laterale al bordo mediale. La superficie del condilo generalmente è circonscritta da un leggero contorno: il calibro va posizionato nella misura in corrispondenza di tale contorno.

### **Trasposizione**

La difficoltà principale con la misurazione delle dimensioni dei condili non è solo di tipo strumentale, ma anche anatomico: fino a dove si estendono le superfici articolari? Il bordo lievemente rialzato che le contorna ne fa parte? Il bordo interno di entrambe, rivolto verso l'eminenze intercondiloidee, è effettivamente parte di essi oppure il contorno è più ristretto?

Non essendo stato individuato in letteratura una risposta a tali domande, né metodologie per delimitare accuratamente queste superfici, è stato scelto un metodo che richiede l'intervento "soggettivo" da parte del misuratore.

È stata visualizzata la mappa di curvatura della *mesh* (*Curvature plot*). Ogni faccia assume una colorazione blu o rossa a seconda dell'inclinazione rispetto al sistema di riferimento interno del software: in questo modo risultano evidenziati i bordi delle superfici articolari (Figura 11 25).



**Figura 11 25 – il modello della tibia 4838 con visualizzazione della curvatura. A sinistra è riportata la legenda relativa alla mappa utilizzata.**

Con il comando di selezione manuale, sono stati evidenziati i triangoli della superficie articolare mediale di colore blu, escludendo quelli di colore rosso, che indicano un repentino cambio di pendenza della superficie articolare, ossia il bordo. Utilizzando  $\mathbf{v}_2$ , sono stati individuati i punti all'estremità laterale e mediale di tale regione lungo il vettore, ossia  $P_{ML}$  e  $P_{MM}$ . I punti sono stati proiettati su  $\pi_1$  ( $P_{ML}'$  e  $P_{MM}'$ ), quindi su  $\pi_3$  ( $P_{ML}''$  e  $P_{MM}''$ ). È stata misurata la distanza tra gli ultimi due punti così ottenuti (Figura 11 26).



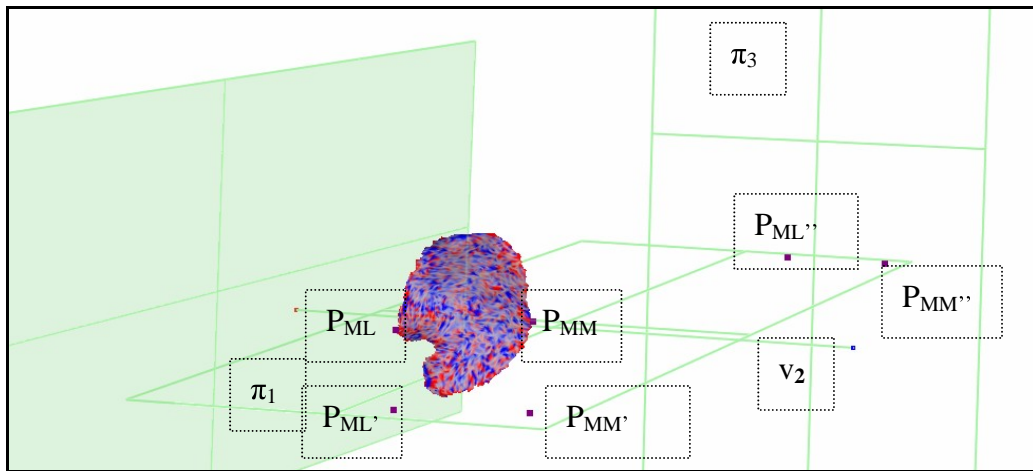


Figura 11 26 – misurazione di MCW.

### MCL – Medial Condyle Length – lunghezza del condilo mediale

#### **Definizione tradizionale**

Tale misura è simile alla precedente, ma ad essa ortogonale, interessando la lunghezza del condilo in senso antero-posteriore. Come per MCW, anche per questa misura si utilizza il calibro: le problematiche sono le stesse considerate nel caso precedente.

#### **Trasposizione**

Dalla stessa selezione in MCW, tramite  $v_3$  sono stati individuati i punti all'estremità anteriore e posteriore di tale selezione lungo il vettore, ossia  $P_{MA}$  e  $P_{MP}$ . I punti sono stati proiettati su  $\pi_2$ , e quindi su  $\pi_3$ . Si misura la distanza tra i due punti così ottenuti,  $P_{MA}''$  e  $P_{MP}''$  (Figura 11 27).

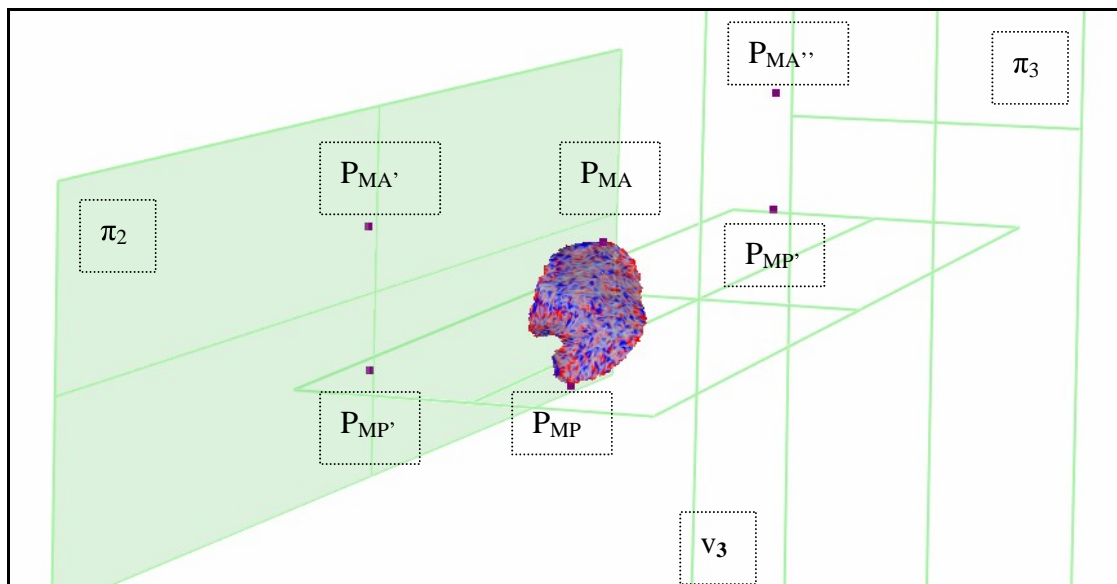


Figura 11 27 – misurazione di MCL.

## LCL – Lateral Condyle Length – lunghezza del condilo laterale.

### **Definizione tradizionale**

Lunghezza massima del condilo laterale misurata al pari di MCL, con il calibro.

### **Trasposizione**

Per questa misurazione e per la seguente, che interessano la superficie articolare laterale, valgono le stesse considerazioni già enunciate per MCL e MCW: le problematiche che tali aree presentano e la metodologia per definirle nello spazio 3D sono le medesime.

Infatti, anche in questo caso è stata visualizzata la distribuzione delle curvatures di ogni triangolo così da evidenziare i bordi delle superfici articolari. Sono stati selezionati i triangoli della superficie articolare laterale di colore rosso, escludendo quelli di colore blu. Utilizzando  $\mathbf{v}_3$ , sono stati individuati i punti all'estremità anteriore e posteriore di tale selezione,  $P_{LA}$  e  $P_{LP}$ , lungo il vettore. I punti sono proiettati su  $\pi_2$ , ottenendo  $P_{LA}'$  e  $P_{LP}'$ , quindi su  $\pi_3$ ,  $P_{LA}''$  e  $P_{LP}''$ . È stata così misurata la distanza tra i due punti  $P_{LA}''$  e  $P_{LP}''$  (Figura 11 28).

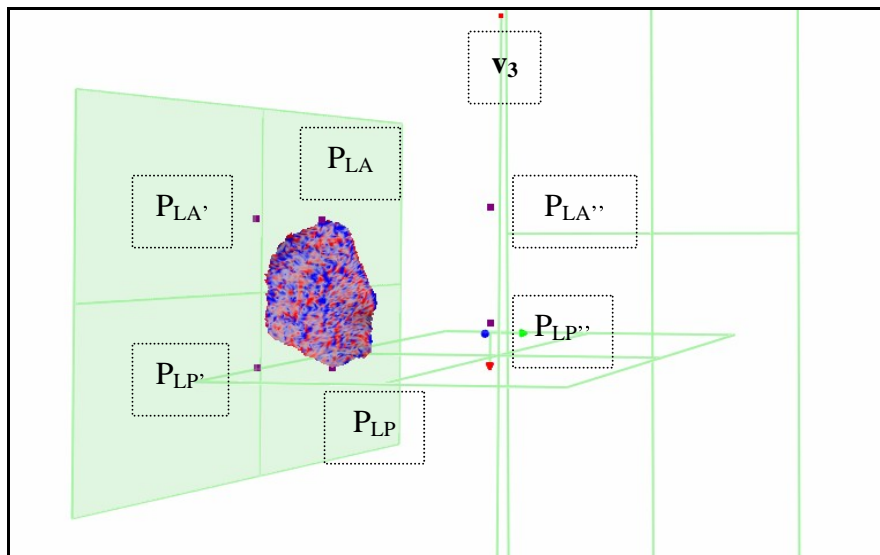


Figura 11 28 – misurazione di LCL.

## LCW – Lateral Condyle Width – larghezza del condilo laterale

### **Definizione tradizionale**

Al pari di MCW, misura la larghezza massima del condilo dal bordo laterale a quello mediale, ortogonalmente a LCL, con il calibro.

### **Trasposizione**

Dalla stessa selezione di LCL, tramite  $\mathbf{v}_2$  sono stati individuati i punti all'estremità laterale e mediale di tale selezione lungo il vettore ( $P_{LL}$  e  $P_{LM}$ ). I punti sono stati proiettati su  $\pi_1$  ( $P_{LL}'$  e  $P_{LM}'$ ) e quindi su  $\pi_3$  ( $P_{LL}''$  e  $P_{LM}''$ ). È stata così misurata la distanza tra gli ultimi due punti (Figura 11 29).

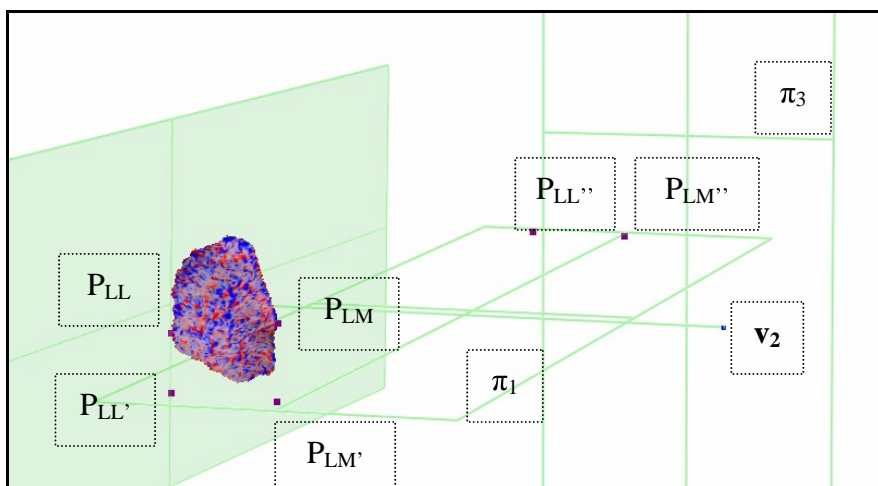


Figura 11 29 – misurazione di LCW.

### Crf al foro – Circonferenza al foro

#### **Definizione tradizionale**

Tale parametro quantifica la circonferenza massima della tibia che si verifica all'altezza del foro nutritizio: si è utilizzata banda millimetrica.

#### **Trasposizione**

Nella sua trasposizione nello spazio virtuale, è stato necessario identificare il foro nutritizio, introducendo un punto, ad esso corrispondente, come geometria di riferimento. Quindi, è stato eseguito uno *slicing* del modello, impostando le coordinate locali x, y, z e scegliendo come asse quello principale della tibia, z. È stata impostata come interdistanza la minima possibile, 0.1 mm, limitando l'operazione ad un'area ristretta attorno al punto scelto per il foro  $P_F$ . Tra le curve, sono state eliminate tutte quelle che non passano per  $P_F$  (Figura 11 30). E' stata richiesta l'informazione sulla lunghezza della curva rimanente,  $K_F$ .

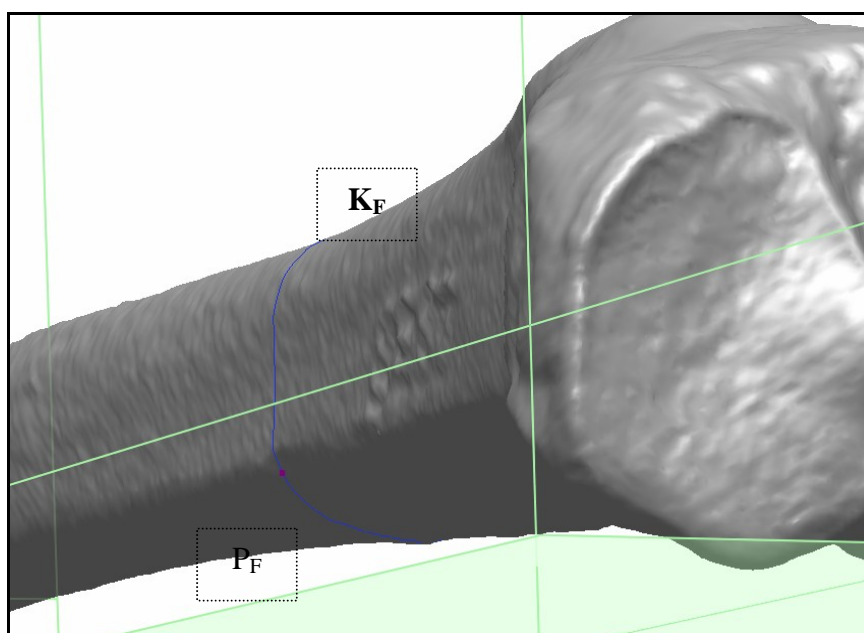


Figura 11 30 – il foro nutritizio e la curva passante per esso.

Nel caso non vi sia una curva passante per PF, viene tenuta quella che più è vicina, altrimenti quella più distale, per convenzione.

### **8a – Diametro antero-posteriore al foro**

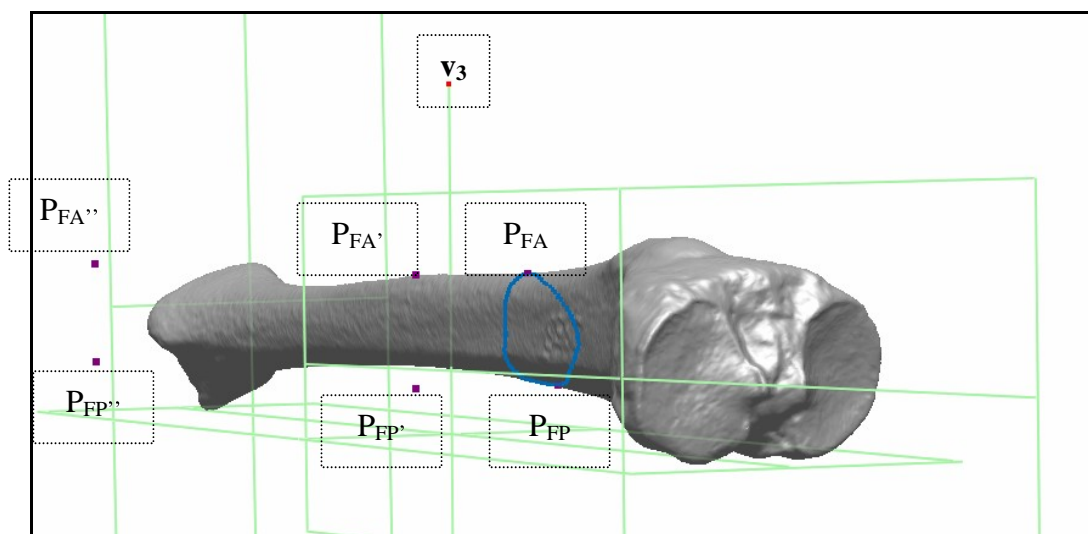
#### **Definizione tradizionale**

Corrisponde al diametro sagittale all'altezza del foro nutritizio ed è stato misurato con il calibro.

#### **Trasposizione**

Questo parametro presenta le stesse problematiche già viste con il diametro acquisito a metà altezza della tibia, in particolare legate alla difficoltà di mantenere l'asse longitudinale dello strumento (il calibro) perpendicolare all'asse principale dell'osso.

Per la sua definizione nello spazio virtuale, è stata utilizzata la stessa curva del parametro precedente, Crf@foro. Sono stati selezionati i vertici attorno ad essa e utilizzando  $v_3$ , sono stati individuati i punti che in tale regione sono collocati ai due estremi rispetto al vettore, ossia  $P_{FA}$  e  $P_{FP}$ . Essi sono stati proiettati su  $\pi_2$ , quindi su  $\pi_3$ . E' stata così misurata la distanza tra i due punti finali (Figura 11 31).



**Figura 11 31 – la misurazione di 8a.**

### **9a – Diametro trasverso al foro**

#### **Definizione tradizionale**

Esso quantifica il diametro trasversale all'altezza del foro nutritizio, tramite il calibro.

#### **Trasposizione**

Dalla selezione attorno alla curva creata per il parametro antropometrico 8a, utilizzando  $v_2$  sono stati individuati i punti che nella regione sono collocati ai due estremi rispetto al vettore,

in senso latero-mediale,  $P_{FL}$  e  $P_{FM}$ . Essi sono stati proiettati sul piano  $\pi_1$ , quindi su  $\pi_3$ : è stata quantificata la distanza tra gli ultimi due (Figura 11 32).

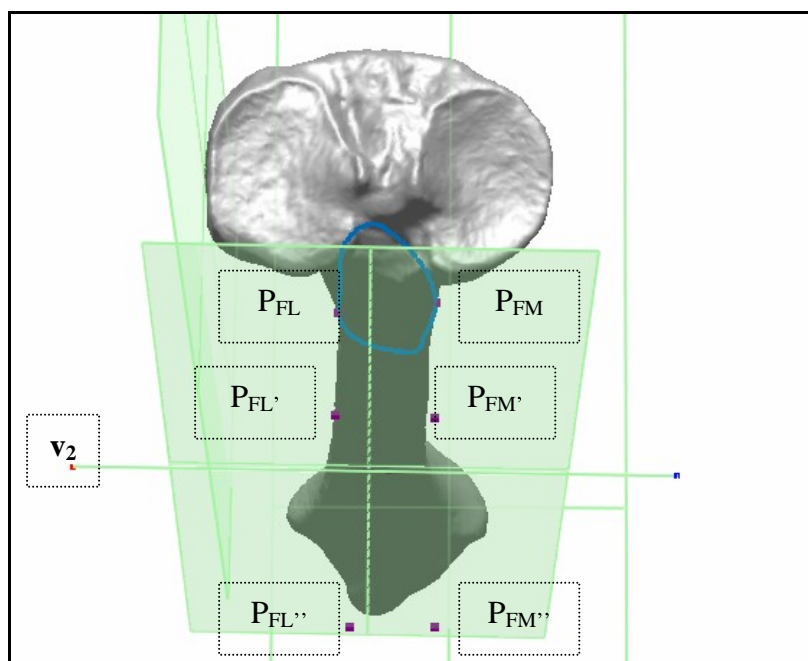


Figura 11 32 – misurazione di 9a.

Nel *terzo gruppo* di misure infine sono compresi quei parametri antropometrici tradizionalmente utili nella determinazione del sesso che per la loro definizione nello spazio virtuale sono stati derivati da misure afferenti al secondo gruppo, quindi da misure che per la loro estrazione prevedevano una selezione da parte del misuratore.

## 2 – Lunghezza fisiologica

### **Definizione tradizionale**

Essa misura la distanza tra il punto centrale della superficie articolare del condilo mediale e la base del malleolo, dove si articola con la superficie superiore dell'astragalo. Per questo parametro, si utilizza il compasso a branche curve.

Le difficoltà presentate dalla misurazione tradizionale di tale parametro sono determinate dal fatto che i punti di riferimento sono individuati con limitata ripetibilità, “ad occhio”.

### **Trasposizione**

Nella sua trasposizione nello spazio virtuale, la lunghezza fisiologica è stata derivata dalle selezioni effettuate per MCW, MCL e 6. A partire dalla selezione effettuata per la superficie articolare mediale, è stato ricavato un piano di *best fitting* e conseguentemente un vettore, uscente dal punto centrale del piano. È stato creato un punto  $P_{MC}$  all'incrocio del vettore e del piano, di seguito proiettato sulla superficie *mesh*, seguendo il vettore precedente.  $P_{MC}$  costituisce il centro della selezione della superficie articolare mediale.

Per il secondo punto di riferimento, invece, i punti più esterni rispetto al vettore  $\mathbf{v}_2$ , nell'epifisi distale, individuati per il parametro antropometrico 6, sono stati proiettati sul  $\pi_3$ . E' stato così costruito un vettore da loro e alla sua metà è stato ricavato un punto, in seguito proiettato sulla superficie *mesh*, rispetto alle coordinate locali x, y, z, in particolare rispetto all'asse principale della tibia. Infine, è stato ricavato un piano parallelo a  $\pi_3$ , ossia, passante per il punto centrale ottenuto sulla superficie articolare distale,  $P_{DC}$ .

È stata quantificata la distanza in linea retta, parallela all'asse longitudinale del modello, tra il piano  $\pi_5$  e il punto  $P_{MC}$  (Figura 11 33).

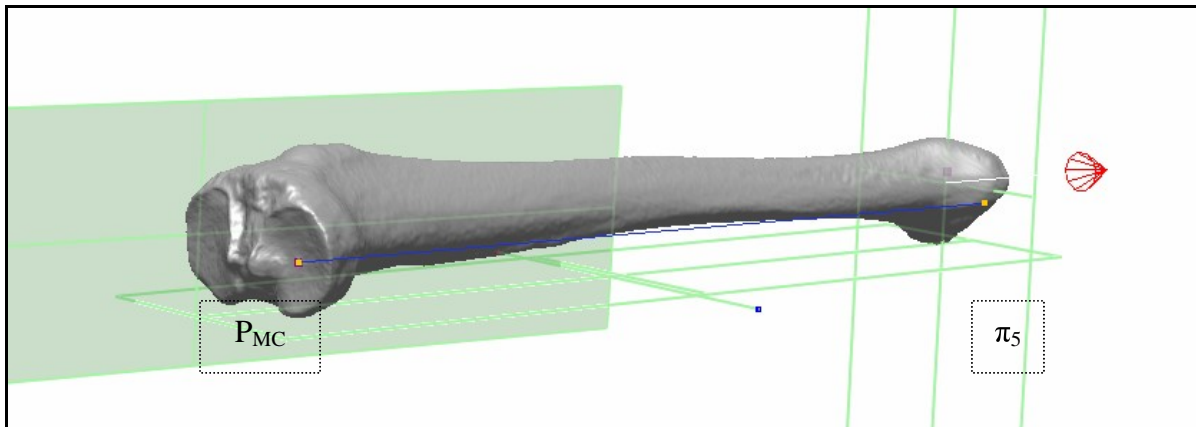


Figura 11 33 – misurazione di 2.

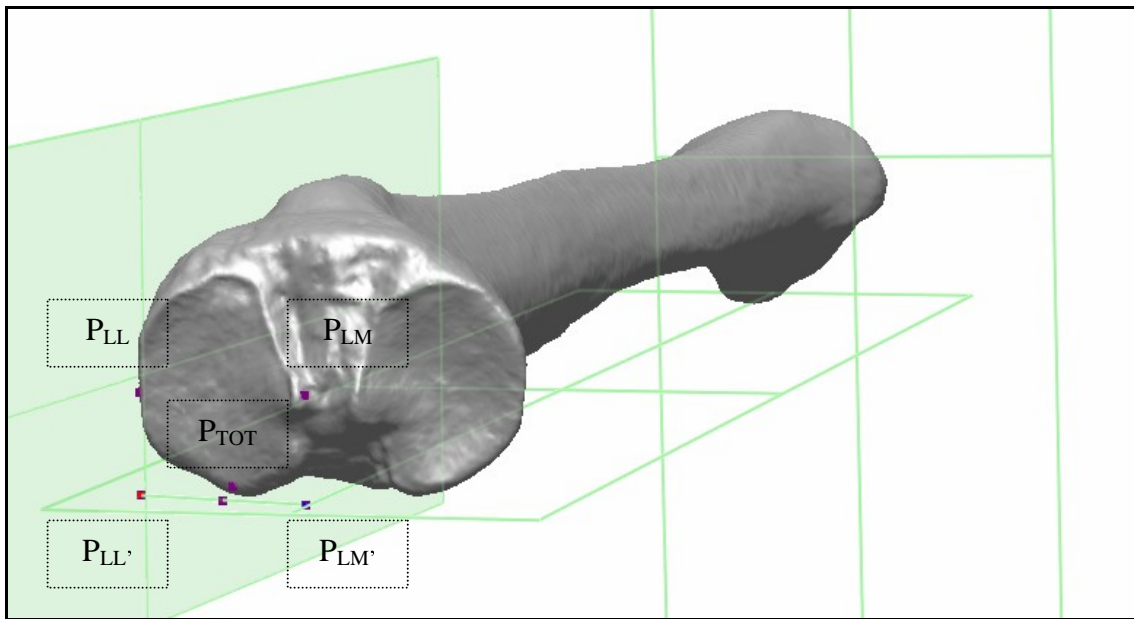
## 1 – Lunghezza totale

### **Definizione tradizionale**

Misura la distanza tra la superficie articolare del condilo laterale, misurata sul bordo dorsale, e l'apice del malleolo. Si utilizza la tavola osteometrica.

### **Trasposizione**

Nella sua trasposizione nell'ambiente virtuale, tale misura è stata ottenuta a partire dai punti ricavati per il parametro LCW, ossia  $P_{LL}$  e  $P_{LM}$ , originati da  $P_{LL}$  e  $P_{LM}$  tramite una proiezione su  $\pi_1$ . E' stato ricavato un vettore dai due punti proiettati e da esso il punto medio, a sua volta proiettato seguendo le coordinate locali x, y, z per minima distanza sul modello della tibia, ottenendo così  $P_{TOT}$  (Figura 11 34).



**Figura 11 34 – misurazione di 1.**

È stata misurata la distanza tra  $P_{TOT}$  e  $\pi_3$ , calcolata in linea retta, seguendo l'asse principale della tibia.





## *Capitolo 12 – Risultati e valutazione quantitativa del metodo.*

Uno degli obiettivi del presente lavoro di ricerca è quello di individuare tramite l'applicazione della tecnologia *laser scanning* una metodologia di misura caratterizzata da elevata ripetibilità. Con *ripetibilità* si intende "l'attitudine di uno strumento a fornire valori di lettura poco differenti tra di loro, in letture consecutive sullo stesso misurando, con procedimento unificato, dallo stesso operatore, nelle stesse condizioni per le grandezze d'influenza" (Malagola Ponterio 2004). Tale proprietà può essere espressa quantitativamente in forma di deviazione standard ( $\sigma$ ). Nell'ambito della metrologia industriale, si utilizzano tipicamente almeno 10 misurazioni consecutive prima di effettuare studi di ripetibilità del metodo: in questo studio, le osservazioni sono state limitate al numero di tre, data la quantità dei parametri da verificare (16 misure per 30 tibie) e il tempo medio impiegabile per misurare ciascuno di essi (circa 30 ore di lavoro consecutive tra acquisizione dati 3D, post-processamento, misurazione sul virtuale per ogni tibia per una singola sessione di misura).

Il modello tridimensionale realizzato con metodologia *laser scanning* per ogni tibia è stato singolarmente misurato tre volte, ripercorrendo l'intero *workflow* illustrato al capitolo precedente. In questo modo, sullo stesso modello virtuale, di volta in volta è stato identificato un nuovo orientamento, sono state costruite le geometrie di riferimento e sono state estrapolate le misure antropometriche per tre volte. È stato utilizzato per questi scopi il software Inus Technology RapidForm 2004.

### *Valutazione della ripetibilità*

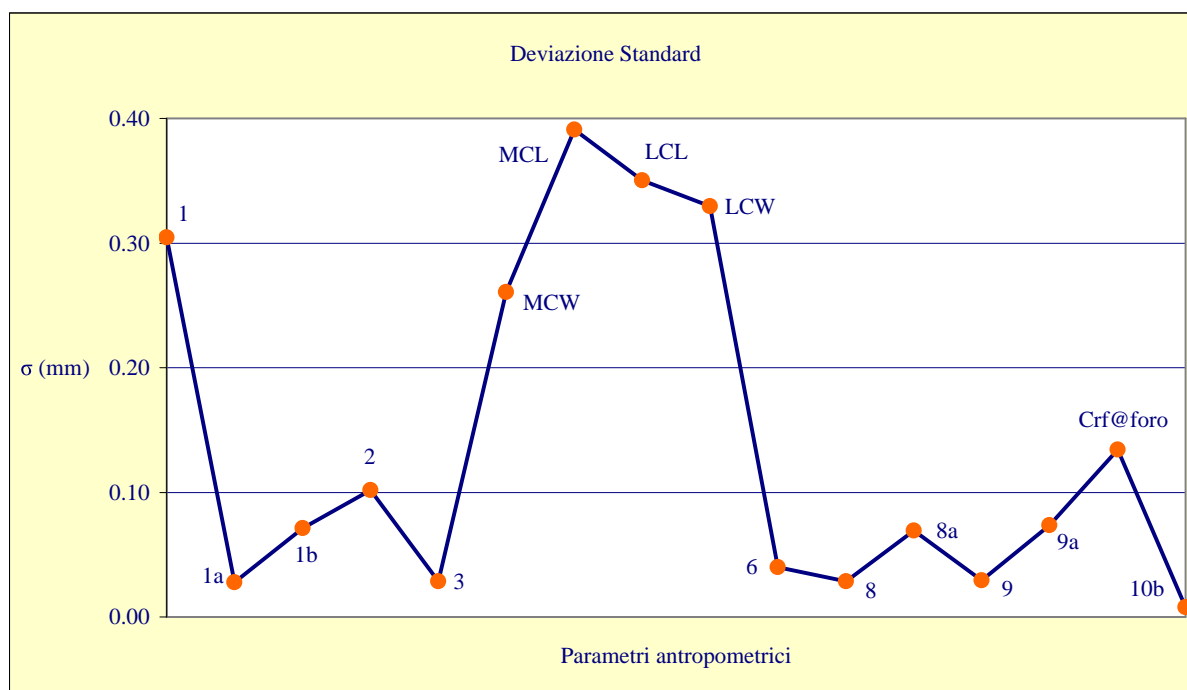
Per ciascun parametro misurato su ognuno dei modelli, sono stati calcolati il valor medio tra i tre valori (Media), la deviazione standard ( $\sigma$ ), il Coefficiente di Variazione (CV, che esprime  $\sigma$  in percentuale rispetto alla media).

I valori sono stati estratti in mm e così sono riportati; è stato scelto di mantenere le cifre sino al  $\mu$  incluso, nonostante la risoluzione massima dello strumento (0.17 mm\*0.17 mm). I risultati di tale statistica sono indicati in Tabella 12.1.

In calce sono indicati anche la media della deviazione standard (0.141 mm) e la media di CV (0.38%). I valori di  $\sigma$  sono riportati nel grafico in Figura 12.1 rispetto ai parametri antropometrici misurati.

Parametro	Media (mm)	$\sigma$ (mm)	CV (%)
<i>l</i>	346.396	0.305	0.09
<i>l a</i>	356.620	0.028	0.01
<i>l b</i>	343.246	0.071	0.02
<i>2</i>	334.184	0.102	0.03
<i>3</i>	71.066	0.029	0.04
<i>MCW</i>	27.551	0.261	0.95
<i>MCL</i>	38.360	<u>0.391</u>	1.02
<i>LCL</i>	33.658	0.350	1.04
<i>LCW</i>	29.140	0.330	1.13
<i>6</i>	48.044	0.040	0.08
<i>8</i>	25.159	0.029	0.11
<i>8 a</i>	29.490	0.069	0.24
<i>9</i>	22.691	0.029	0.13
<i>9 a</i>	25.342	0.074	0.29
<i>crf@foro</i>	86.022	0.134	0.16
<i>10b</i>	69.261	<u>0.008</u>	0.01
Media	-	0.141	0.38

**Tabella 12 1 – Statistica descrittiva relativa al metodo di misurazione “sul virtuale”.**



**Figura 12 1 – grafico relativo alla distribuzione dei valori di sigma delle tre misurazioni effettuate sul modello virtuale per ogni parametro antropometrico.**

Il valore medio di deviazione standard ottenuto con questa metodologia è di 0.141 mm, quindi compreso tra 1 e 2 decimi di millimetro.

Come si può osservare nel confronto tra la tabella e il grafico in Figura 14.1, la deviazione standard è compresa nell'intervallo 0 – 0.1 mm per 10 parametri su 16 (1a, 1b, 3, 6, 8, 8a, 9, 9a, 10b) e di poco è fuori di tale *range* la sigma del parametro 2 (0.102 mm): ciò significa che per queste misure, il 68 % circa dei valori estratti ricade in un intervallo di 0.2 mm rispetto al valore medio dello stesso *range*.

Per la circonferenza rilevata all'altezza del foro nutritizio (indicata come Crf@foro), si ha un valore di sigma compreso tra 1 decimo e due decimi di millimetro.

Per la lunghezza totale (parametro 1) e le dimensioni delle superfici articolari (MCW, MCL, LCL, LCW), i valori superano i due decimi di millimetro, fino al massimo di 0.391 mm per MCL.

L'estrazione delle misure per i parametri relativi alle superfici articolari prossimali, ossia MCW, MCL, LCL e LCW, è di per sé poco ripetibile infatti, dato che richiede all'operatore di selezionare autonomamente di volta in volta ciascuna superficie: i contorni di esse non sono sempre perfettamente definiti ed è pienamente arbitraria la definizione di quali triangoli siano "dentro" e quali siano "fuori".

È stato già osservato nel capitolo precedente come i vari parametri possano essere suddivisi in tre classi, sulla base della metodologia con cui sono stati estratti, e dai quali ci si aspettava inizialmente tre corrispondenti diversi livelli di ripetibilità: è stato considerato che si presumeva che meno arbitrario e più controllato tale metodo, più ripetibile fosse la misura stessa.

Il primo gruppo, comprendente quelle misure per la cui trasposizione nel sistema virtuale sono stati utilizzati unicamente il sistema di riferimento tridimensionale locale (x, y, z) e le geometrie che hanno consentito di ricavarlo e introdurlo.

Il secondo gruppo, che includeva quei parametri ottenuti da una selezione manuale di aree o punti di interesse, unitamente alle geometrie già citate.

La terza classe, con le misure derivate dall'introduzione di ulteriori geometrie in seguito all'estrazione di alcuni parametri del secondo gruppo. In ogni caso, la ripetibilità del metodo di estrazione dei parametri è dipendente in prima linea dalla ripetibilità del sistema di riferimento, che è semplificabile con la propria origine degli assi coordinati.

Tale categorizzazione è indicativa della ripetibilità dei parametri? I parametri afferenti alla prima classe hanno effettivamente ripetibilità maggiore rispetto a quelli della seconda e a sua volta questi rispetto alla terza?

Di seguito è riportata la medesima tabella già vista al capitolo precedente (Tabella 12.2).

Per i parametri della prima categoria si registra la maggiore ripetibilità, con sigma inferiore al

<p style="text-align: center;"><u>1^ GRUPPO</u> Dal <i>reference frame</i></p>	<p>1a, lunghezza massima 1b, lunghezza della tibia 3, larghezza epifisi prossimale 8, diametro a metà sviluppo 9, diametro trasverso a metà sviluppo 10b, circonferenza minima a un terzo</p>	<p style="text-align: center;"><u>3^ GRUPPO</u> Dal 2^ gruppo + selezione manuale</p> <div style="border: 1px solid black; background-color: yellow; padding: 5px; margin: 5px 0;"> <p style="text-align: center;">2, lunghezza fisiologica</p> </div> <div style="border: 1px solid black; background-color: lightgreen; padding: 5px; margin: 5px 0;"> <p style="text-align: center;">1, lunghezza totale</p> </div>
<p style="text-align: center;"><u>2^ GRUPPO</u> Dal 1^ gruppo + selezione manuale</p>	<p>MCW, larghezza condilo mediale MCL, lunghezza c. mediale 6, larghezza epifisi distale LCL, lunghezza c. laterale LCW, larghezza c. laterale Crf@foro, circonferenza al foro 8a, diametro al foro 9a, diametro trasverso al foro</p>	

**Tabella 12 2 – Suddivisione dei parametri in 3 gruppi a seconda del loro metodo di estrazione.**

decimo di millimetro (1a, 1b, 3, 6, 8, 9, 10b). Altri parametri hanno questi stessi valori di deviazione standard, pur essendo parte della seconda categoria (6, 8a, 9a). Tra questi, per la misura 6, ciò può essere spiegato considerando che nella sua estrazione si procede alla selezione dell'epifisi distale, ma solo per evitare che l'interrogazione geometrica individui come punti estremi per la misura della larghezza quelli relativi all'epifisi prossimale, che ha larghezza sempre maggiore di quella distale. La selezione effettuata per il parametro 6 è una selezione perciò molto ripetibile.

I parametri 8a e 9a, essi sono relativi invece ai diametri all'altezza del foro (secondo gruppo) e per questo motivo potremmo aspettarci che essi presentino ripetibilità pari a quella di Crf@foro, dato che sono estratti dalla medesima curva  $K_F$ , creata dopo aver selezionato il punto corrispondente al foro,  $P_F$ . La selezione di  $P_F$  ha una generica ripetibilità di  $p$  mm, dipendente dall'accuratezza con cui il punto è individuato, mentre  $K_F$  di  $p+r$  mm, con  $r < 0.1$  mm, dato che 0.1 mm è la risoluzione con cui  $K_F$  è individuata ed essa può non essere esattamente passante per  $P_F$ . Invece, i punti  $P_{FA}$ ,  $P_{FP}$ ,  $P_{FM}$ ,  $P_{FL}$ , sono estratti da una selezione dei punti vicino a  $K_F$ , che può comprendere anche  $P_F$  stesso. Per questo motivo, la ripetibilità di 8a e 9a può essere pari a  $p$  mm e non a  $p+r$  mm, quindi maggiore a quella di Crf@foro.

Il parametro 2, pur pertinente alla categoria 3, presenta una  $\sigma$  molto bassa (poco superiore a 0.1 mm) anche se estratto dalla stessa superficie necessaria all'estrazione di MCW e MCL (che hanno invece  $\sigma$  maggiore di 0.2). Ciò è stato imputato inizialmente al fatto che i contorni

di detta area sono più variabili di quanto lo possa essere l'estrazione del suo punto centrale. Per verificare tale considerazione, sono state raccolte le coordinate dei due punti di riferimento utilizzati per tracciare il parametro 2 nelle tre misurazioni su tutti i modelli delle tibie. Da ciò è emerso che il punto centrale della superficie articolare mediale (estratto dopo aver selezionato i triangoli di tale superficie) non è poi più ripetibile dei punti necessari per MCW e MCL come ipotizzato. Tale punto centrale  $P_{MC}$  è estratto con deviazione standard media (calcolata nelle tre dimensioni) di 0.315 mm (pienamente comparabile quindi MCW e MCL, rispettivamente 0.261 e 0.391 mm) e con CV di 1.22%, altrettanto comparabile con quelle dei parametri dipendenti dalla stessa selezione (0.95 per il primo e 1.02% per il secondo). Verificando invece la ripetibilità con cui è estratto il secondo punto utile alla misura  $P_{DC}$ , nell'epifisi distale (per il quale passa il piano dal quale si calcola la distanza dal punto centrale della superficie articolare mediale) emerge che esso presenta una deviazione standard estremamente ridotta, attorno a 0.038 mm (media tra X, Y, Z del sistema di riferimento del software), CV 0.07%. si ritiene pertanto che dalla combinazione delle due diverse ripetibilità (due ordini di grandezza distanti) emerge una deviazione standard finale per il parametro 2 di 0.102 mm.

Crf@foro afferisce invece alla 2<sup>a</sup> categoria di misure, dato che l'operatore deve selezionare manualmente il punto corrispondente al foro nutritizio. Presenta  $\sigma$  inferiore rispetto alle misure del suo gruppo (al di fuori di 8a e 9a): ciò avviene presumibilmente perché il riconoscimento di un singolo punto in un'area piuttosto definita (quella in cui è compreso il foro) è comunque molto più ripetibile che non delimitare un'intera superficie, dove si somma l'incertezza di selezione punto per punto. Inoltre, va considerato che il foro è generalmente riconoscibile nelle scansioni singole, ma in alcuni casi si è verificato che il post-processamento, in particolare la registrazione, la fusione delle acquisizioni (in parte anche il leggero filtro di *smoothing*), ne abbia in qualche modo attenuato la visibilità, soprattutto quando la zona di sovrapposizione delle *mesh* ricadeva nell'area del foro.

Il parametro 1 è una misura afferente alla 3<sup>a</sup> categoria: è estratto da LCW (ossia il punto necessario alla misura è estratto grazie alla definizione della larghezza della superficie articolare laterale), infatti presenta un sigma comparabile (0.305 la prima, 0.330 la seconda).

Le considerazioni effettuate ci mostrano come la selezione manuale di un punto (per Crf@foro), ma soprattutto di un'area dai confini poco netti (MCW, MCL, LCL, LCW) introduca minore ripetibilità nelle misure: per poter ottenere misure molto ripetibili è necessario automatizzare il più possibile l'intero procedimento di misurazione. Nel metodo illustrato, per alcuni parametri ciò è stato implementato appieno (1 a, 1b, 3, 6, 8, 9, 10b) e i risultati ottenuti ne sono testimonianza.

Tuttavia come già definito ogni parametro è fortemente dipendente dalla ripetibilità del metodo di *orientamento* del modello virtuale, descritto al capitolo precedente. Tale considerazione è valida per tutti i metodi di misura, anche per quello tradizionale: la ripetibilità di una misurazione dipende dalla ripetibilità dell'orientamento del campione nello spazio rispetto al sistema di misura.

A tale scopo, per le tre sessioni di misura di ogni tibia, sono state rilevate le coordinate dell'origine del sistema di riferimento x, y, z introdotto allo scopo di orientare il modello 3D: sono state calcolate le coordinate medie, la deviazione standard e il Coefficiente di Variazione, riportati in Tabella 12.3.

Asse	Media (mm)	$\sigma$ (mm)	CV (%)
x	-106.623	0.425	-0.40
y	-62.749	0.349	-0.56
z	-908.107	0.440	-0.05
Media	-	0.405	-0.33

**Tabella 12.3 – Statistica descrittiva riguardante la posizione dell'origine nel sistema di riferimento introdotto nelle misurazioni “sul virtuale”.**

La tabella precedente indica che la ripetibilità media per le tre coordinate relativa al sistema di riferimento introdotto per le tibie è di circa 4 decimi di millimetro. Il CV non è indicativa della ripetibilità del metodo, in quanto ci mostra quanto tale incertezza incida sul valor medio di ciascuna coordinata (cioè poco, in particolare su z).

Da quest'analisi risulta quindi che per valutare la ripetibilità del metodo introdotto, vanno considerati sia i risultati del grafico in Figura 12.1 che quelli in Tabella 12.2: la ripetibilità totale del sistema è pertanto la somma delle due variazioni, come riportato in Tabella 12.4 e di seguito, in Figura 12.2. Dato che l'incertezza dell'orientamento (ossia nel sistema di riferimento) è di natura anisotropa e assume valori diversi a seconda della direzione, questo porterebbe ad avere anche ripetibilità diverse in nelle tre direzioni. Per brevità, nella tabella e nel grafico che seguono è stato considerato solo l'errore medio per le tre dimensioni, così da semplificare i calcoli e il modello.

La nuova deviazione standard media è 0.546 mm, con un massimo al di sotto di 0.8 mm per il parametro MCL.

Parametro	$\sigma$ del sistema di riferimento (mm)	$\sigma$ delle misure (mm)	$\sigma$ totale (mm)
<i>l</i>	0.405	0.305	0.710
<i>la</i>	0.405	0.028	0.433
<i>lb</i>	0.405	0.071	0.476
<i>2</i>	0.405	0.102	0.507
<i>3</i>	0.405	0.029	0.434
<i>MCW</i>	0.405	0.261	0.666
<i>MCL</i>	0.405	0.391	<u>0.796</u>
<i>LCL</i>	0.405	0.350	0.755
<i>LCW</i>	0.405	0.330	0.735
<i>6</i>	0.405	0.040	0.445
<i>8</i>	0.405	0.029	0.434
<i>8a</i>	0.405	0.069	0.474
<i>9</i>	0.405	0.029	0.434
<i>9a</i>	0.405	0.074	0.479
<i>Crf@foro</i>	0.405	0.134	0.539
<i>10b</i>	0.405	0.008	<u>0.413</u>
Media	0.405	0.141	0.546

**Tabella 12 4 – Incertezza nel sistema di riferimento, nelle misurazioni “sul virtuale” e incertezza totale calcolata. Sono sottolineati il valore massimo e minimo di  $\sigma$  totale.**

Nel grafico in figura 12 4, il trend blu corrisponde all’andamento della deviazione standard delle misure (ossia quello già visto in figura 12 1), mentre il trend rosa si riferisce alla sigma totale.

Le incertezze<sup>7</sup> ora illustrate si riferiscono comunque a valori molto ridotti, soprattutto se viene considerata la dimensione del valore medio a cui sono relative. Perciò, per confrontare misure antropometriche di valor medio molto diverso, come le lunghezze rispetto ai diametri, dove si registrano due ordini di grandezza di differenza, l’andamento del Coefficiente di Variazione risulta ancor più indicativo, riportata in Tabella 12 5 e nel grafico in Figura 12 3.

<sup>7</sup> Con incertezza ci si riferisce a quel “parametro, associato al risultato di una misurazione, che caratterizza la dispersione dei valori ragionevolmente attribuibili al misurando”. Da Malagola Ponterio 2004.

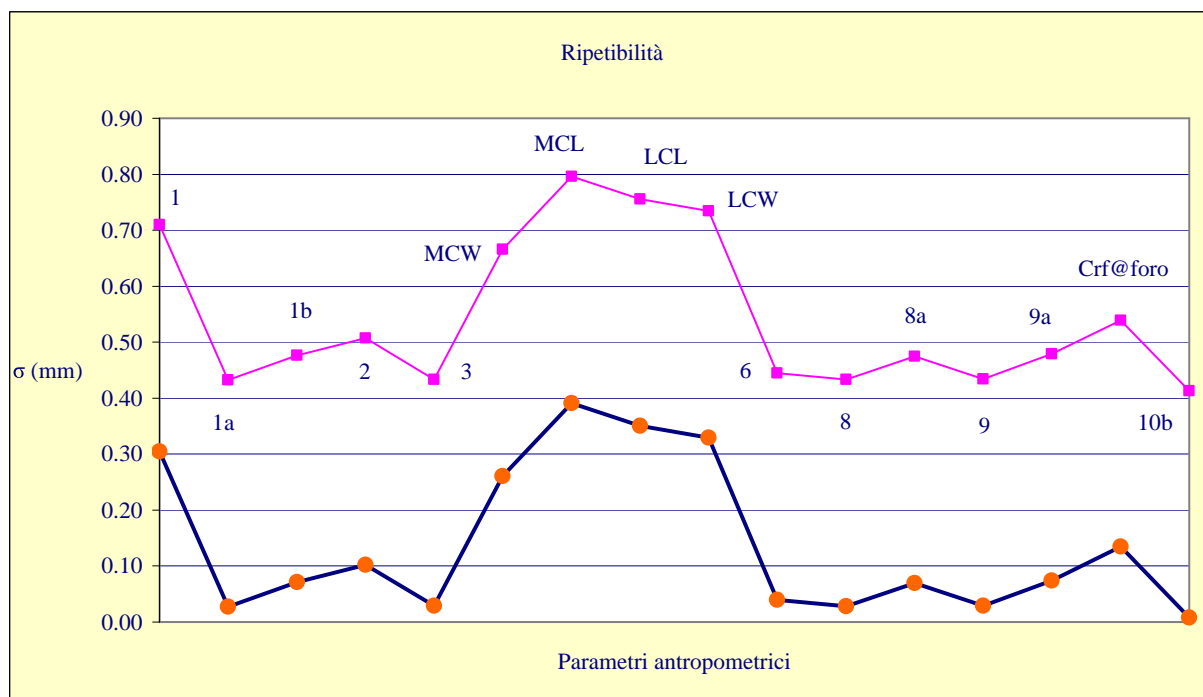


Figura 12 2 – Ripetibilità del metodo di misurazione introdotto: in blu il trend della deviazione standard delle misurazioni, in rosa il trend della deviazione standard totale della metodologia.

Parametro	CV del sistema di riferimento (%)	CV delle misure (%)	CV totale (%)
<i>1</i>	0.33	0.09	0.20
<i>1a</i>	0.33	0.01	0.12
<i>1b</i>	0.33	0.02	0.14
<i>2</i>	0.33	0.03	0.15
<i>3</i>	0.33	0.04	0.61
<i>MCW</i>	0.33	0.95	2.42
<i>MCL</i>	0.33	1.02	2.08
<i>LCL</i>	0.33	1.04	2.24
<i>LCW</i>	0.33	1.13	2.52
<i>6</i>	0.33	0.08	0.93
<i>8</i>	0.33	0.11	1.72
<i>8a</i>	0.33	0.24	1.61
<i>9</i>	0.33	0.13	1.91
<i>9a</i>	0.33	0.29	1.89
<i>Crf@foro</i>	0.33	0.16	0.63
<i>10b</i>	0.33	0.01	0.60
Media	0.33	0.38	1.24

Tabella 12 5 – Incertezza percentuale nel sistema di riferimento, nelle misurazioni “sul virtuale” e incertezza totale calcolata.

Nel grafico 12 3, il trend blu è relativo ai valori di CV già riportati in Tabella 12 1, ossia calcolati a partire dalle misure effettuate sui modelli virtuali. Il rosa si riferisce invece al



Coefficiente di Variazione totale. Si nota infatti che 10 parametri su 16 (non gli stessi evidenziati al grafico precedente, ma 1, 1a, 1b, 2, 3, 6, 8, 9, 10b) presentano un CV compreso tra 0 e 0.20 %. Tra questi va evidenziato in particolare 1, la lunghezza totale: nel grafico precedente la deviazione standard era molto elevata, in questo caso si noti come il CV ne abbia ridimensionato le dimensioni rispetto al valore medio di riferimento per tale parametro. Per quanto riguarda le dimensioni delle superfici articolari, esse presentano un CV compreso tra 1 e 1.20%: i valori massimi tra tutti i parametri, coerentemente alla sigma precedentemente illustrata. Come indicato anche nella tabella precedente, il valore massimo riscontrato è di circa 2.5%.

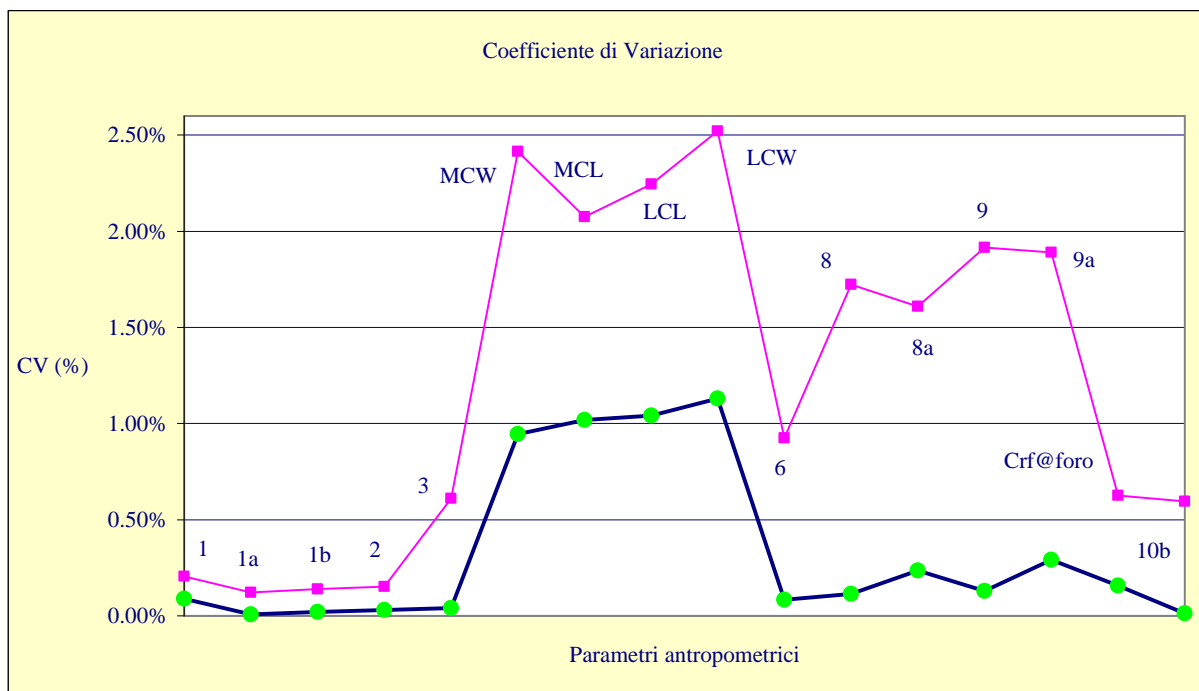


Figura 12.3 – grafico relativo alla distribuzione dei valori del coefficiente di variazione delle tre misurazioni effettuate sul modello virtuale per ogni parametro antropometrico.

La deviazione standard rimane però il parametro più indicato per poter esprimere in termini assoluti la variazione delle misure estraibili con un determinato metodo e fornire così una stima della sua ripetibilità.

In White, Folkens 2005, è riportato un altro metodo per stimare la ripetibilità (denominata qui *measurement error*, errore di misura): è proposta una formula che tiene conto della media, della deviazione di ogni osservazione da essa e che restituisce un valore in percentuale, riportato graficamente per ogni parametro in Figura 12.4.

La formula utilizzata è :

$$x_m = (x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_n) / n$$

$$\Delta_{TOT} = [ |x_m - x_1| + |x_m - x_2| + |x_m - x_3| + \dots + |x_m - x_n| ] / n$$

$$ME = \Delta_{TOT} / x_m \%$$

Con

$x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$ , le osservazioni,

$n$ , numero di osservazioni,

$\Delta_{TOT}$ , sommatoria delle differenze tra le singole osservazioni e il valore medio, distribuita nel numero di osservazioni.

$x_m$ , media dei valori,

ME, *Measurement error*, errore di misurazione (ripetibilità).

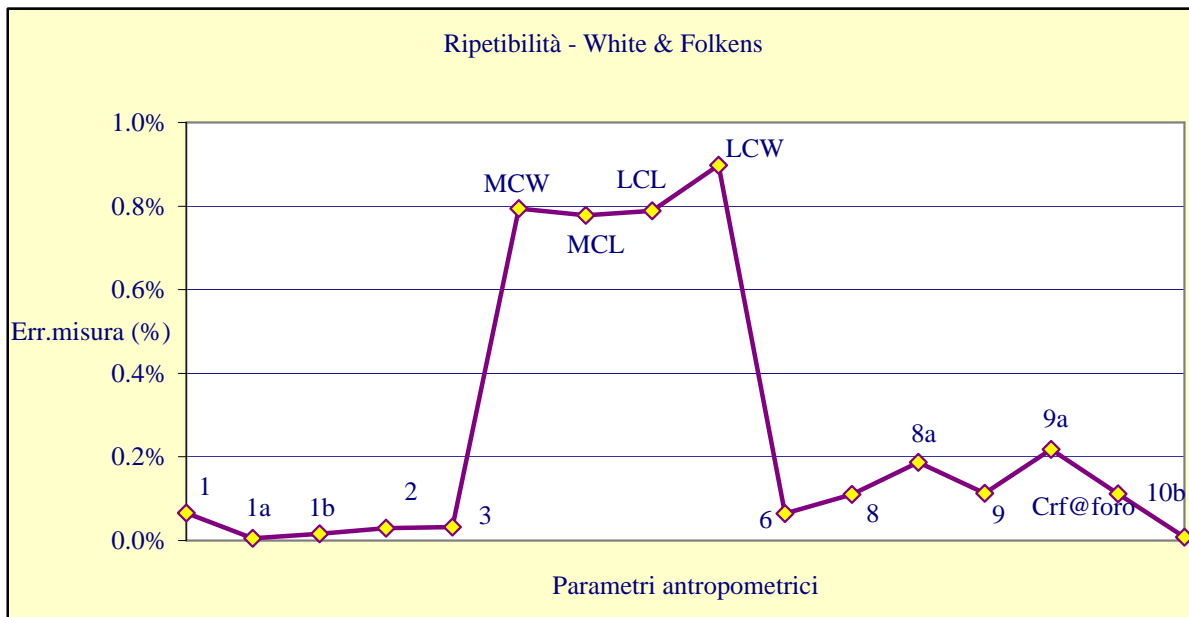


Figura 12 4 – grafico relativo alla ripetibilità del metodo di misura virtuale secondo White e Folkens. Il suo andamento è analogo a quello già riscontrato per la deviazione standard che invece è generalmente utilizzata per descrivere la ripetibilità di una metodologia.

Visibilmente, l'andamento è il medesimo di quello riportato in Figura 12 1: nell'argomentare sulla ripetibilità dei metodi di misura si continuerà pertanto a utilizzare la tradizionale sigma.

#### Variabilità: test inter-soggetto

Per poter completare lo studio sulla ripetibilità del metodo, è stata fatta anche un'indagine di tipo inter-osservatore: accanto alle tre misure realizzate dallo stesso operatore, sono state effettuate altre due sessioni per ciascuna tibia, ognuna da un osservatore diverso. In questo modo, è stato possibile estrarre un'analisi inter-soggetto per valutare la ripetibilità del metodo appieno. Sono state scelte 10 tibie (5 maschi e 5 femmine, si veda l'Appendice II per le tibie utilizzate in tal studio) e su di esse sono state effettuate le medesime verifiche.

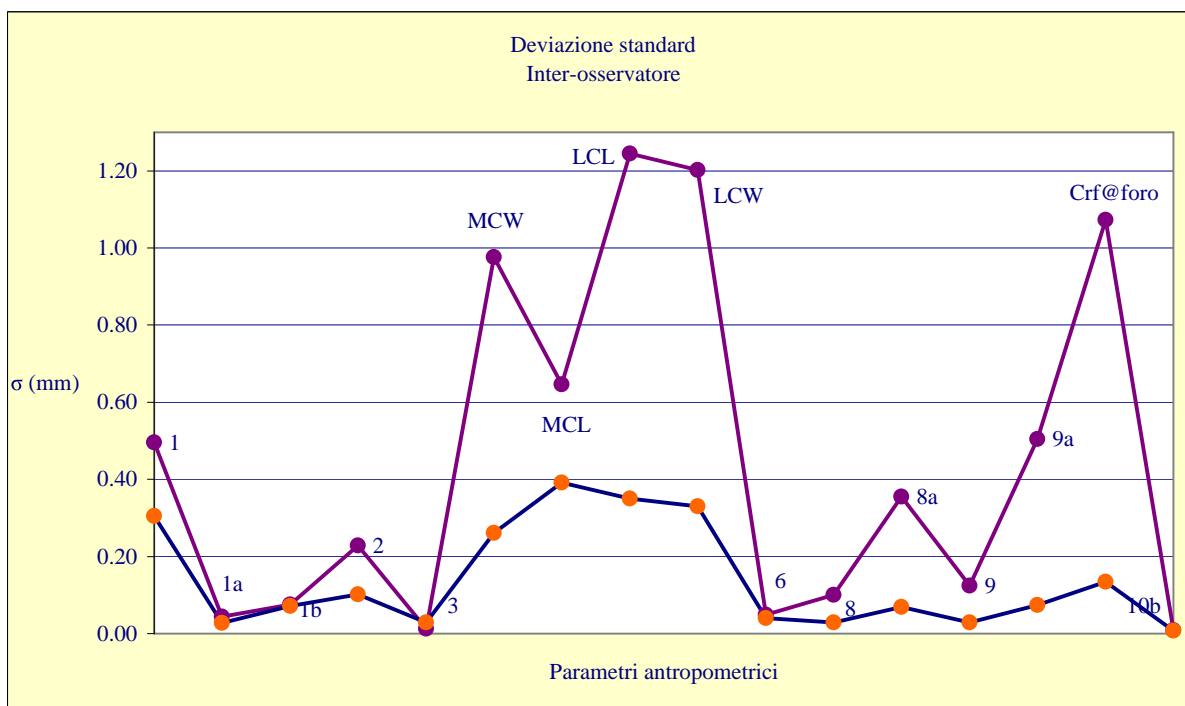
Per ciascun parametro misurato su ognuno dei modelli, sono stati calcolati il valor medio tra la prima misura rilevata dall'osservatore numero uno e le due misure effettuate dagli osservatori rispettivamente 2 e 3, la deviazione standard ( $\sigma$ ), il Coefficiente di Variazione CV.

I risultati di tale analisi statistica sono di seguito indicati in Tabella 12.6 e nel grafico in Figura 12.5).

<b>Parametro</b>	<b>Media (mm)</b>	<b><math>\sigma</math> (mm)</b>	<b>CV (%)</b>
<i>l</i>	339.548	0.496	0.05
<i>l a</i>	348.398	0.044	0.01
<i>l b</i>	335.325	0.076	0.01
<i>2</i>	325.736	0.229	0.03
<i>3</i>	67.638	0.013	0.00
<i>MCW</i>	25.709	0.976	7.85
<i>MCL</i>	35.941	0.647	1.97
<i>LCL</i>	32.207	1.244	4.97
<i>LCW</i>	27.571	1.202	7.46
<i>6</i>	47.089	0.049	0.06
<i>8</i>	24.694	0.100	0.01
<i>8 a</i>	29.126	0.355	0.18
<i>9</i>	22.018	0.124	0.02
<i>9 a</i>	24.720	0.504	0.31
<i>crf@foro</i>	84.252	1.073	0.07
<i>10b</i>	67.229	0.008	0.01
Media	-	0.446	1.44

**Tabella 12.6 – Statistica descrittiva relativa alle misurazioni inter-osservatore con il metodo virtuale.**

Nel grafico in Figura 12.5, il trend blu indica la deviazione standard nelle tre misurazioni delle trenta tibie nel test intra-soggetto, mentre il trend viola indica la sigma nel test inter-soggetto. Alcuni parametri presentano valori comparabili a quelli del test precedente, con sigma massimo pari a 0.10 mm, in particolare 1a, 1b, 3, 6, 10b, alcuni di quei parametri che precedentemente presentavano già i valori di sigma più bassi. Inoltre, quattro su questi cinque parametri sono compresi nella prima categoria, ossia sono estratti con un metodo maggiormente vincolato. La misura 6, come già detto in precedenza, ha richiesto per la sua estrazione una selezione da parte dell'operatore, ma si tratta di una selezione altamente ripetibile e controllata.



**Figura 12.5 – distribuzione della deviazione standard nelle misure intra-osservatore (trend blu) e inter-osservatore (trend viola).**

Rispetto ai parametri che nel test intra-soggetto figuravano in tale intervallo di ripetibilità, in questo caso mancano 8 e 9, 8a e 9a. Per i primi due parametri si può notare che la sigma non è eccessivamente alta, ma è di 0.100 mm per il primo e 0.124 mm per il secondo: in questo senso allora la prima categoria di misurazioni si è confermata quella con la ripetibilità massima. Riguardo a 8a e 9a, si può immaginare come cambiando operatore si possano incrementare gli errori di misura quando il parametro è legato a una selezione manuale (in questo caso il punto corrispondente al foro nutritizio). Ciò quindi spiegherebbe la diminuita ripetibilità di questi due parametri (fino a circa 0.5 mm per 9a) e pure di Crf@foro, che supera il millimetro di deviazione standard.

Un ragionamento simile, può essere fatto ancora per MCW, MCL, LCL e LCW, che presentano deviazione standard molto superiore rispetto a prima, che supera anche 1.2 mm (LCL, LCW), e per i parametri da essi dipendenti, quindi 1 e 2. In quest'ultimo caso, grazie all'elevata ripetibilità di uno dei due punti di riferimento della misura (come descritto in precedenza), la deviazione standard è comunque di poco superiore ai due decimi di millimetro.

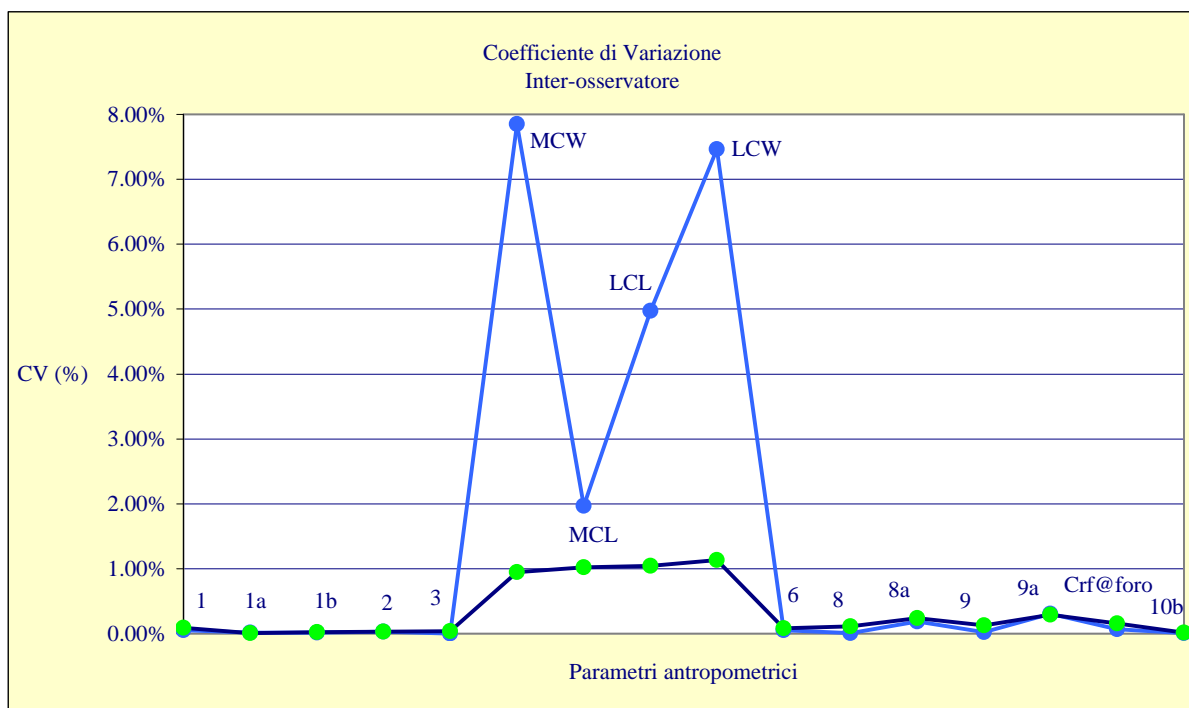


Figura 12.6 – distribuzione del Coefficiente di Variazione nelle misure intra-osservatore (trend blu) e inter-osservatore (trend azzurro).

Nel grafico in Figura 14.6, il trend blu indica CV per le misurazioni intra-soggetto, mentre quello in azzurro l'andamento del Coefficiente di Variazione per il test inter-soggetto.

Si conferma come anche in questo caso i parametri più interessati dalla ridotta ripetibilità sono MCW, LCL, LCW e in minor misura MCL, che raggiungono quasi l'8% di variazione.

In linea generale, dall'analisi degli ultimi due grafici, si conferma che i parametri più sensibili sono quelli per cui è necessaria una selezione manuale da parte dell'operatore (nelle aree del foro nutritizio e delle superfici articolari), mentre gli altri parametri si mantengono a livelli di ripetibilità molto buona (1a, 1b, 3, 6, 8, 9, 10b).

Per poter considerare l'entità reale della ripetibilità del test inter-soggetto, va però calcolata anche l'incertezza dell'orientamento del campione nello spazio virtuale, ossia come variano le coordinate dell'origine del sistema di riferimento introdotto in tale test. Analogamente per il test intra-soggetto, di seguito è riportata una tabella riassuntiva di tale incertezza, Tabella 12.7.

Asse	Media (mm)	$\sigma$ (mm)	$\Delta\sigma$ (%)	CV (%)	$\Delta CV$ (%)
x	-107.909	0.616	+45	0.837	+62
y	-62.594	0.464	+33	0.954	+369
z	-866.130	0.696	+58	0.162	+89
Media	-	0.592	+46	0.651	+97

Tabella 12.7 – distribuzione dell'incertezza (deviazione standard e Coefficiente di Variazione) nella posizione del sistema di riferimento introdotto secondo i tre assi. Le medie riportata in fondo alla tabella non sono calcolate dai tre valori sopra riportati ma dall'intero dataset iniziale.

Nella tabella sono riportati la media delle coordinate lungo ciascun asse, calcolate tra le tre misure sulle trenta tibie, la deviazione standard relativa a tali valori e il Coefficiente di Variazione. Inoltre, sono indicati anche l'incremento percentuale di sigma e di CV nel test inter-soggetto rispetto a quello intra-soggetto.

Dalla tabella risulta che l'errore di orientamento medio nelle tre direzioni è poco al di sotto dei 6 decimi di millimetro, due decimi in più rispetto al test intra-soggetto. Sommando tale ripetibilità a quella calcolata parametro per parametro, si ottiene la ripetibilità totale del metodo di misura in questa tipologia di studio inter-osservatore (confronta Tabella 12 8).

<b>Parametro</b>	<b><math>\sigma</math> del sistema di riferimento (mm)</b>	<b><math>\sigma</math> delle misure (mm)</b>	<b><math>\sigma</math> totale (mm)</b>
<i>1</i>	0.592	0.496	1.088
<i>1a</i>	0.592	0.044	0.636
<i>1b</i>	0.592	0.076	0.668
<i>2</i>	0.592	0.229	0.821
<i>3</i>	0.592	0.013	0.605
<i>MCW</i>	0.592	0.976	1.568
<i>MCL</i>	0.592	0.647	1.239
<i>LCL</i>	0.592	1.244	<u>1.836</u>
<i>LCW</i>	0.592	1.202	1.794
<i>6</i>	0.592	0.049	0.641
<i>8</i>	0.592	0.100	0.692
<i>8a</i>	0.592	0.355	0.947
<i>9</i>	0.592	0.124	0.716
<i>9a</i>	0.592	0.504	1.096
<i>Crf@foro</i>	0.592	1.073	1.665
<i>10b</i>	0.592	0.008	<u>0.600</u>
Media	-	0.446	1.038

**Tabella 12 8 – deviazione standard totale del metodo di misura in un test inter-osservatore.**

Nella tabella, nella colonna della sigma totale, è riportata la ripetibilità totale della metodologia di misura introdotta in un test inter-soggetto: la media è attorno al millimetro, con valore massimo in corrispondenza delle dimensioni delle superfici articolari prossimali (MCW, MCL, LCL, LCW), di alcune relative al foro (9 a, Crf@foro) e del parametro 1. Vi è invece ripetibilità attorno ai 6 decimi di millimetro per le misure 1 a, 1b, 3, 6, 8, e 10b, (con 9 giusto oltre i 7 decimi), ossia quelle misure per cui la procedura di estrazione è stata “automatizzata” il più possibile. Si può affermare che la ripetibilità di tali misura, in un test come quello qui presentato come quello intra-soggetto, è dipendente quasi unicamente dalla ripetibilità del sistema di riferimento.

### Valutazione della comparabilità

Nell'introdurre un nuovo metodo di misura, è fondamentale compararne i risultati con quelli ottenibili con i metodi di misura tradizionali, verificando così la *consistenza* (o comparabilità) tra le due metodologie.

Si consideri che ogni metodo di misura implica una diversa definizione del misurando: da ciò si desume che a parità di grandezza da misurare, il valore della misura finale tra metodi diversi sarà necessariamente differente (UNI ENV ISO 14253 – 2).

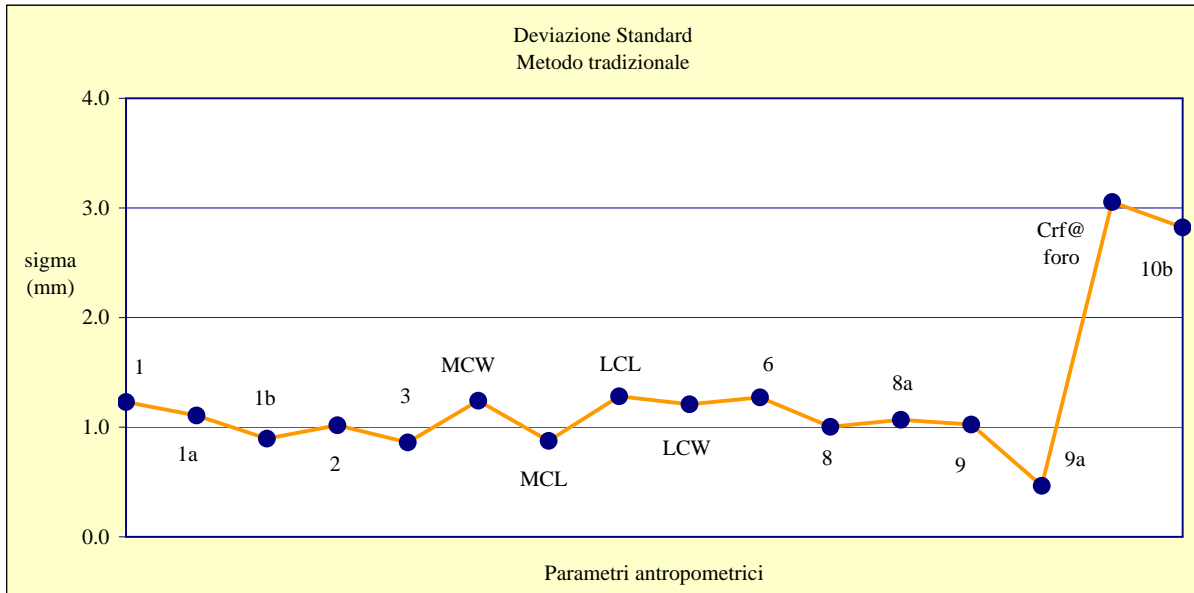
A questo scopo, sono state effettuate tre sessioni di misura sul campione di studio utilizzando gli strumenti classici dell'indagine antropologica (la tavola osteometrica, il compasso a branche curve, il calibro, la banda millimetrata), rispettando la definizione tradizionale di ciascun parametro come già illustrato al capitolo 12. Tali strumenti forniscono dati in cm, ma sono qui riportati in mm per consistenza con i dati estratti con la metodologia sul virtuale (Tabella 12 9, grafico in Figura 12 7).

Parametro	Media <sub>T</sub> (mm)	$\sigma_T$ (mm)	$\sigma_V$ (mm)	$\sigma_T / \sigma_V$	CV <sub>T</sub> (%)	CV <sub>V</sub> (%)	CV <sub>T</sub> / CV <sub>V</sub>
<i>l</i>	348.3	1.23	0.305	4.03	0.35	0.09	3.89
<i>l a</i>	345.2	1.11	0.028	39.64	0.32	0.01	32.00
<i>l b</i>	354.6	0.90	0.071	12.68	0.25	0.02	12.50
<i>2</i>	332.8	1.02	0.102	10.00	0.31	0.03	10.33
<i>3</i>	66.2	0.86	0.029	29.66	1.30	0.04	32.50
<i>MCW</i>	26.8	1.24	0.261	6.84	4.64	0.95	4.88
<i>MCL</i>	38.8	0.88	0.391	2.25	2.26	1.02	2.22
<i>LCL</i>	34.3	1.28	0.350	3.66	3.74	1.04	3.60
<i>LCW</i>	27.0	1.21	0.330	3.67	4.49	1.13	3.97
<i>6</i>	40.1	1.27	0.040	31.75	3.17	0.08	39.63
<i>8</i>	24.4	1.00	0.029	34.48	4.11	0.11	37.36
<i>8 a</i>	27.6	1.07	0.069	15.51	3.87	0.24	16.13
<i>9</i>	17.3	1.02	0.029	35.17	5.90	0.13	45.38
<i>9 a</i>	19.3	0.47	0.074	6.35	2.41	0.29	8.31
<i>crf@foro</i>	84.1	3.05	0.134	22.76	3.63	0.16	22.69
<i>10b</i>	69.7	2.82	0.008	352.50	4.05	0.01	405.00
Media	-	1.28	0.141	9.08	2.80	0.38	7.37

**Tabella 12 9 – statistica descrittiva, parametro per parametro, per le misure realizzate con il metodo tradizionale.**

Nella tabella sono riportati per ogni parametro il valor medio ottenuto dalla misurazione con metodo tradizionale (Media<sub>T</sub>) con relativi deviazione standard ( $\sigma_T$ ) e coefficiente di

variazione  $CV_T$ . Inoltre, sono anche indicati per quello stesso parametro nel metodo virtuale la deviazione standard ( $\sigma_V$ ) e il coefficiente di variazione  $CV_V$ ; infine sono riportati anche il rapporto tra i due valori di  $\sigma$  ( $\sigma_T / \sigma_V$ ) e i due di  $CV$  ( $CV_T / CV_V$ ) così da evidenziare la maggiore ripetibilità del metodo virtuale V (tali dati sono nella tabella in colore grigio).



**Figura 12.7 – distribuzione della deviazione standard tra i vari parametri nelle misure effettuate con il metodo tradizionale.**

La deviazione standard nella tabella precedente si mantiene entro 1.5 mm per tutti i parametri ad eccezione di Crf@foro e 10b, le due misure tracciate con la banda millimetrata, che è lo strumento che fra i quattro permette di controllare meno l'orientamento relativo del campione e dello strumento.

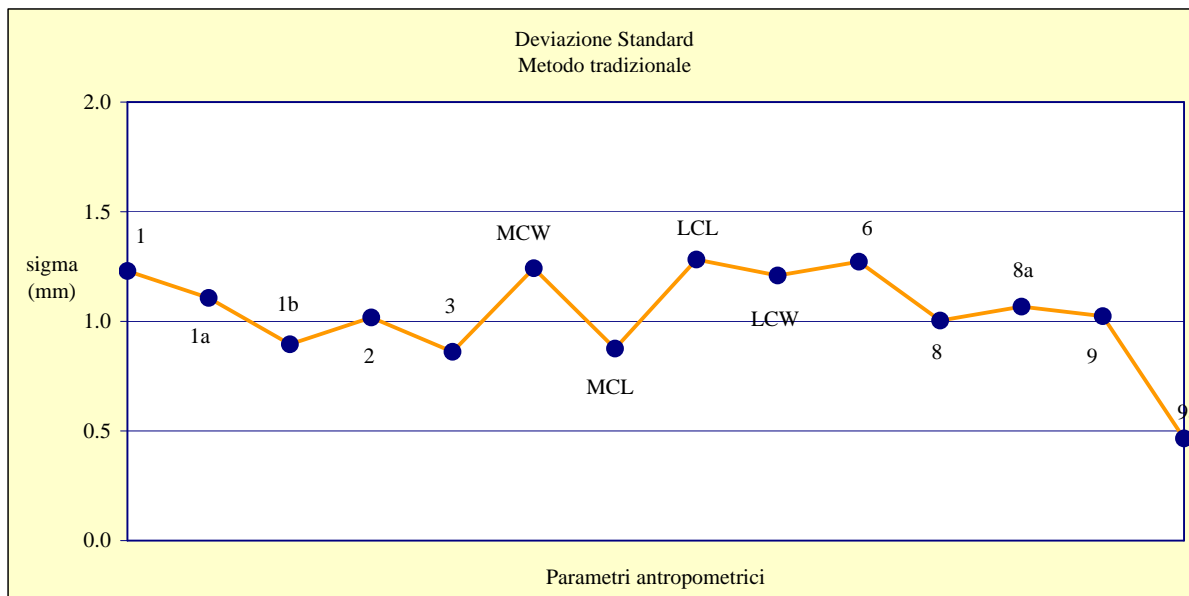
Nel grafico in Figura 12.8, gli ultimi due parametri sono stati esclusi così da facilitare l'osservazione dei rimanenti, con deviazioni standard apparentemente omogenee.

Anche dall'osservazione della Figura 12.8, si può notare come la ripetibilità del metodo sia pressoché la stessa per tutti i parametri (ad eccezione dei due misurati con banda millimetrata), a dimostrazione che essi presentano livelli paragonabili di controllo sui punti di riferimento e in particolare sull'orientamento relativo del campione.

Le misure acquisite con la tavola osteometrica, 1, 1a, 1b, presentano sigma compreso tra 1.23 e 0.90 mm, ma anche la lunghezza fisiologica (parametro 2), misurata con il compasso a branche curve, si mantiene sugli stessi valori. Altrettanto può essere osservato per gli altri parametri, con picchi attorno a 1.28 e 0.86 mm. Invece il diametro trasverso 9a all'altezza del foro ha un valore estremamente basso, al di sotto di 5 decimi di millimetro: il motivo di questa "anomalia positiva" è poco chiaro.

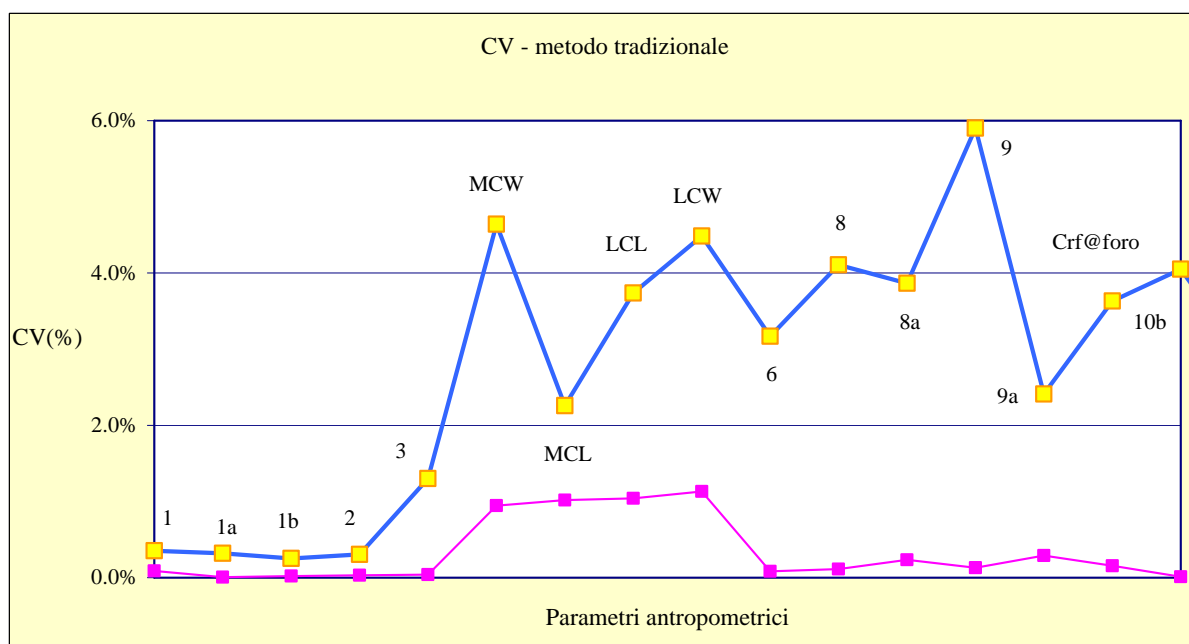


Inoltre, si nota come tra tutti i parametri che interessano direttamente le dimensioni delle superfici articolari, uno presenta valori minori, sia nel test inter-soggetto con il metodo virtuale che nel metodo tradizionale, ossia MCL.



**Figura 12.8 - distribuzione della deviazione standard nelle misure effettuate con il metodo tradizionale relativamente a tutti i parametri ad esclusione dei meno ripetibili, Crf@foro e 10b.**

Dall'osservazione invece del grafico in Figura 12.9, che riporta la distribuzione di CV per il metodo tradizionale (in azzurro) e quello virtuale nel test intra-soggetto (in rosa), si nota come l'incertezza di misura possa essere comparabile per i primi 4 parametri, relativi alle quattro lunghezze (1, 1a, 1b, 2).



**Tabella 12.9 - Distribuzione del Coefficiente di Variazione delle misure per il metodo tradizionale (blu) e quello virtuale (rosa).**

Ciò è presumibilmente dovuto al fatto che le misurazioni effettuate in particolare con la tavola osteometrica e il compasso a branche curve, che garantiscono un orientamento più vincolato del campione: in entrambi i metodi, il CV è inferiore all'1%.

Invece, a partire dal parametro 3 escluso, tutte le misure presentano un CV superiore al 2%, con il picco massimo in corrispondenza di 9, il diametro antero-posteriore a metà altezza. Invece dal parametro 3 escluso in poi vi sono differenze molto marcate, in particolare per i diametri a metà altezza (8, 9) e per MCW, LCL, LCW. Mentre per il metodo sul virtuale il CV si attesta al massimo al 1.2%, qui il valore più alto riscontrato è di poco inferiore al 6%.

Per quanto riguarda la deviazione standard, per 10 parametri su 16 c'è stato una diminuzione della sigma, ossia un aumento della ripetibilità, di almeno un ordine di grandezza. In particolare, tra queste misure figurano quelle che già la letteratura indica tra le più significative (e che lo stesso studio statistico del capitolo 14 confermerà), ossia 3 (larghezza dell'epifisi prossimale), 6 (larghezza dell'epifisi distale), Crf@foro (circonferenza della diafisi all'altezza del foro) e 10b (circonferenza della diafisi al terzo distale): in quest'ultimo caso vi è stato un aumento di ripetibilità di due ordini di grandezza (da 2.82 mm per il metodo tradizionale a 0.008 mm per il metodo virtuale).

Per gli altri parametri, infine, è stato registrato comunque un aumento della ripetibilità, anche se inferiore a un ordine di grandezza.

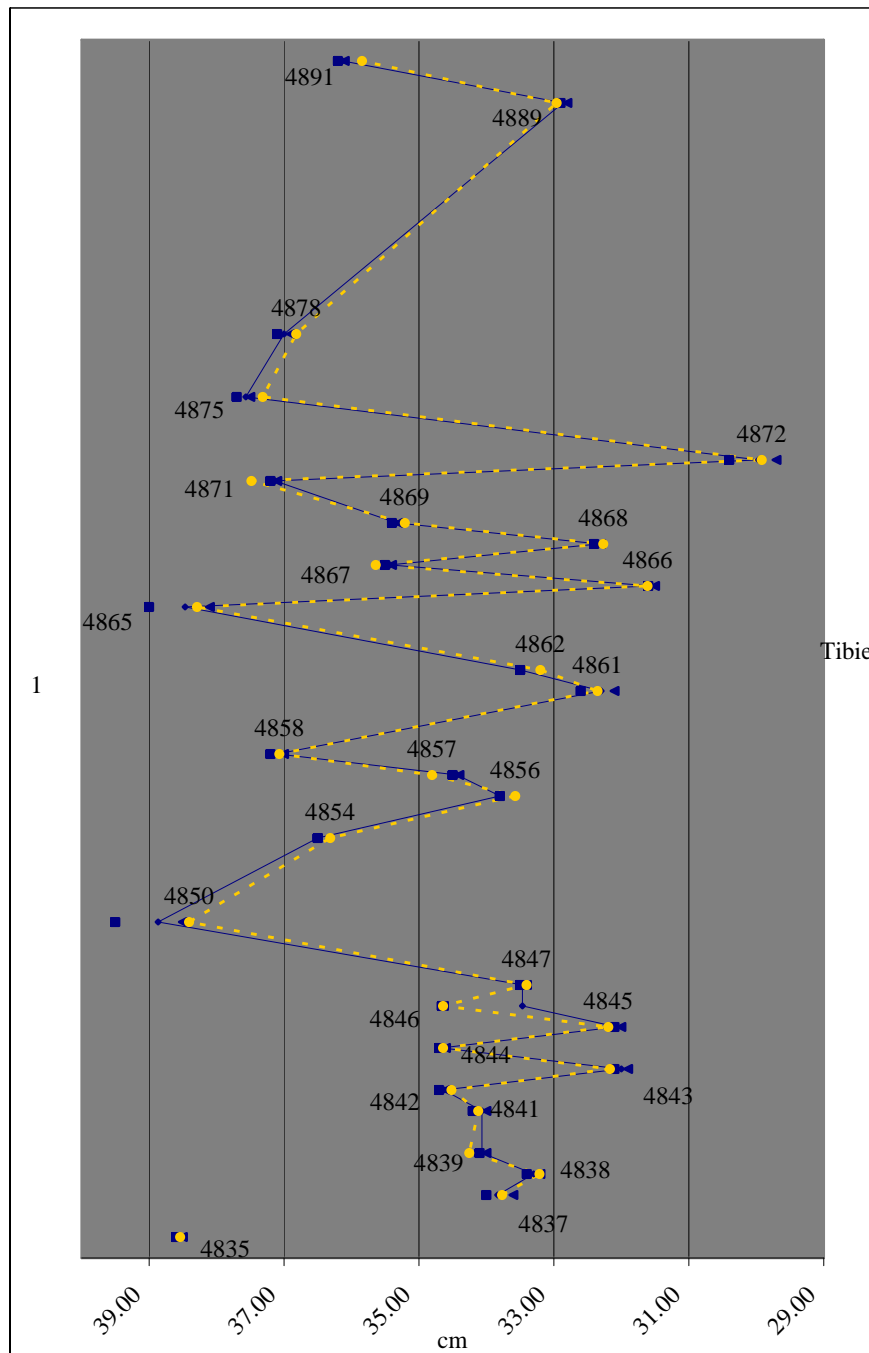
Nell'osservazione invece della distribuzione del CV, che relativizza il valore della deviazione standard al valore medio, è possibile notare che anche qui per gli stessi dieci parametri (1a, 1b, 2, 3, 6, 8, 8 a, 9, crf@foro, 10b) nel metodo virtuale si è avuta una diminuzione del CV di un ordine di grandezza, mentre per le misure rimanenti, è stata rilevata in ogni caso una diminuzione del valore percentuale dell'incertezza di misura sul valore medio del parametro.

Le analisi e i confronti fin qui illustrati aiutano ad avere un'idea della diversa variabilità e ripetibilità dei dati ottenibili con i due diversi metodi, ma per avere un riscontro sulla comparabilità effettiva dei due metodi è necessario poter vedere cosa effettivamente è stato misurato.

Nei grafici che seguono è illustrato l'andamento del valore medio per il metodo virtuale, V (linea tratteggiata gialla) e del valore medio per il metodo tradizionale, T (linea continua blu) tibia per tibia, parametro per parametro. Sono riportati inoltre il valore massimo (quadrato blu) e il valore minimo (triangolo blu) per ciascun modello riferiti al metodo tradizionale. Non è invece riportato l'intervallo per il metodo virtuale perché di dimensioni trascurabili rispetto a quello tradizionale.

Per alcuni parametri il valore medio di ciascuna tibia con il metodo sul virtuale è sempre maggiore di quello tradizionale, per altri parametri minore, per altri sempre varia.

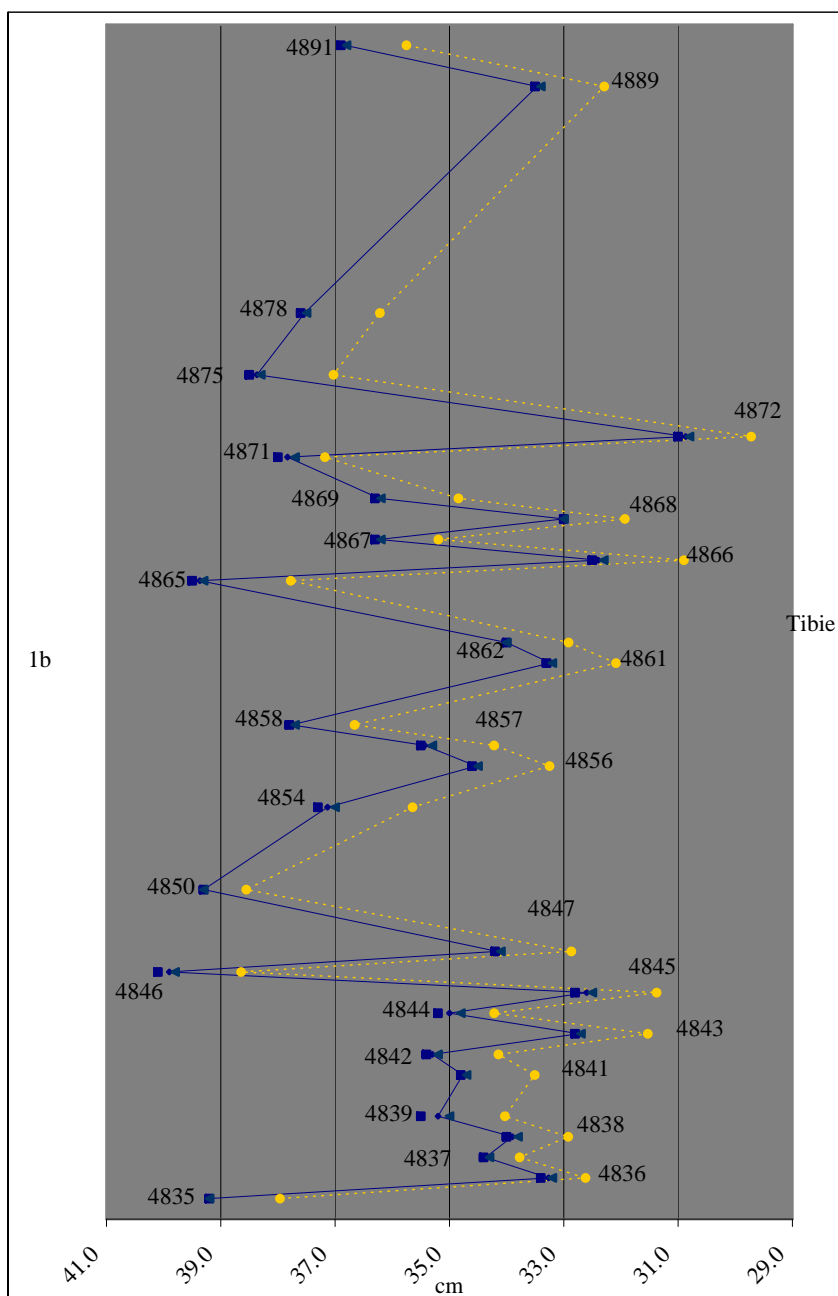
Come è possibile notare nel grafico di seguito riportato, nel caso del parametro 1 (lunghezza totale, Figura 12 10), per alcune tibie il valore medio di V (sul virtuale) a volte è maggiore, a volte minore di T medio (con metodo tradizionale). In generale, seguendo il trend di V (tratteggiato in giallo), si osserva che esso non si distacca mai troppo dal trend blu continuo di T (a parte per 4846, 4850 e 4875). I valori medi di V e T sono fra loro consistenti.



**Figura 12 10 – distribuzione per il parametro 1 per ciascuna tibia del valore medio delle misurazioni sul virtuale (linea tratteggiata gialla), del valor medio delle misurazioni con il metodo tradizionale (linea continua blu), con l'indicazione dei valori massimi e minimi secondo quest'ultimo metodo.**

Per il parametro 1a (lunghezza massima), il grafico indica che i valori di V sono sistematicamente maggiori di quelli di T. Nel metodo sul virtuale, l'allineamento del

campione è fortemente vincolato e non è arbitrario: ciò permette di ridurre l'errore del coseno (di allineamento), determinando necessariamente un valore finale maggiore di quello che si ottiene generalmente con il metodo tradizionale. La possibilità di introdurre sistemi geometrici di individuazione del punto di riferimento della misura (il punto estremo in direzione prossimale sull'eminanza intercondiloidea) ha permesso inoltre di abbattere l'errore di parallasse. Lo scostamento tra i due valori, espresso in percentuale rispetto a V, sia in questo caso sopra il 2% (tali valori percentuali sono riportati in Tabella 12 10).



**Figura 12 11 - distribuzione per il parametro 1b per ogni tibia del valore medio delle misurazioni sul virtuale (linea tratteggiata gialla), del valor medio delle misurazioni con il metodo tradizionale (linea continua blu), con l'indicazione dei valori massimi e minimi secondo quest'ultimo metodo.**

Nell'osservazione del grafico relativo alla misura 1b (lunghezza della tibia, Figura 12 11), si osserva invece che il valore medio di V è sistematicamente minore di quello di T. Seguendo le

considerazioni per il caso precedente, ci si aspettava inizialmente che si riproponesse la medesima situazione, dato l'abbattimento dell'errore di allineamento. Invece, tale risultato è stato interpretato come l'effetto di un utilizzo errato dello strumento tradizionale (tavola osteometrica) in quanto, il punto misurato con il metodo tradizionale è effettivamente più prossimale di quello con il metodo sul virtuale (geometricamente ricavato in maniera teoricamente univoca). Anche in questo caso lo scostamento è al di sopra del 2%.

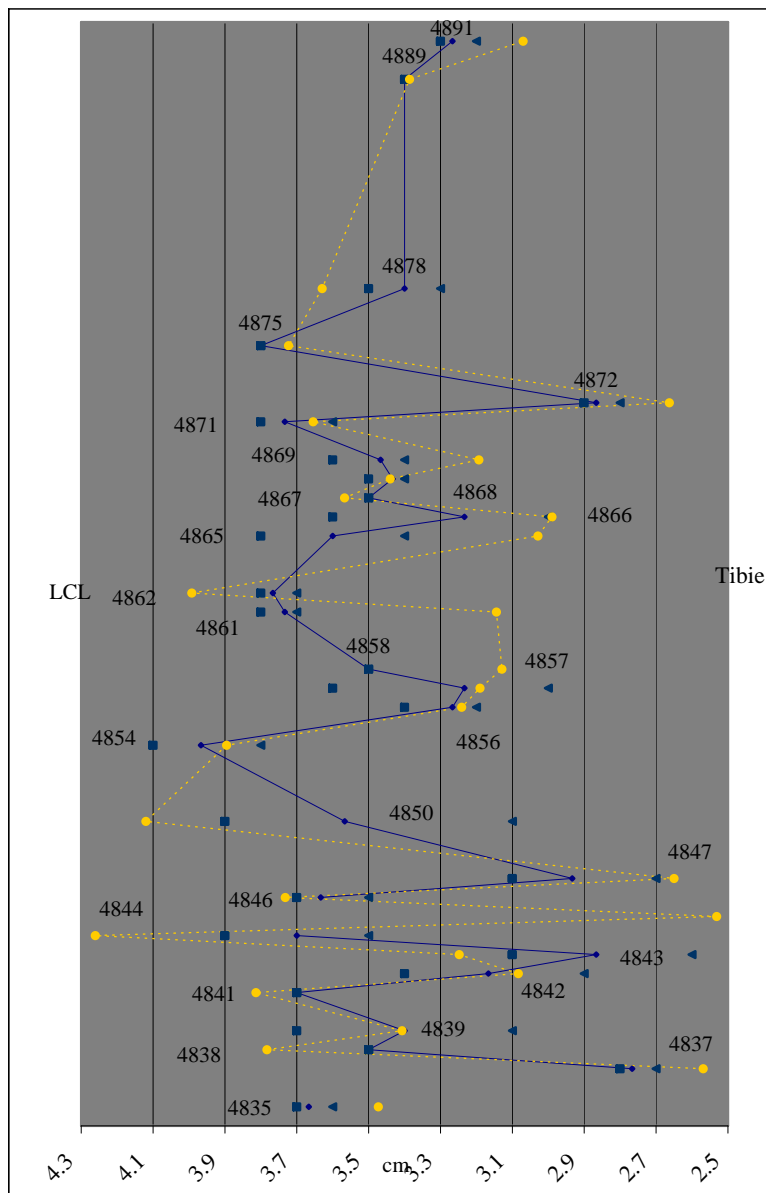
Nel grafico del parametro 2, si osserva che i due *trend* sono piuttosto consistenti e non presentano scostamenti sensibili come nei casi precedenti. Nel metodo tradizionale, utilizzando il compasso a branche curve, si misura la distanza tra il punto centrale della superficie articolare mediale e il centrale della superficie articolare distale, tracciando un segmento non necessariamente parallelo all'asse principale della tibia. Nel metodo sul virtuale, in corrispondenza del secondo punto di riferimento, è costruito un piano parallelo al terziario e rispetto a quest'ultimo è calcolata la distanza in linea retta dal punto centrale alla superficie mediale. In questo modo, nel metodo virtuale, il segmento descritto è parallelo all'asse della tibia (il quale è perpendicolare al piano terziario e di conseguenza all'ultimo piano ricavato).

Per il parametro 3, si osserva come i valori di V siano sistematicamente maggiori rispetto a T. Infatti, il sistema di riferimento tra i due metodi è completamente diverso. In quello tradizionale, la tibia è posta verticalmente di modo tale da avere l'asse longitudinale perpendicolare al terreno e così è misurata con il calibro la larghezza epifisale prossimale. Con il metodo sul virtuale invece è utilizzato lo stesso allineamento delle misure di lunghezza (in particolare di 1, 1a, 1b), che è molto più controllato rispetto al tradizionale: in questo modo, abbassando errori di Abbe e del coseno, il valore ottenuto non può che essere maggiore.

I parametri MCW e MCL presentano entrambi valori a volte maggiori e a volte minori, ma generalmente i valori di V e T medi non si discostano molto tra loro, probabilmente per la ridotta ripetibilità di tali misure in entrambi i metodi.

Invece, i parametri LCL (Figura 12 12) e LCW, pur presentando trend di V medio "altalenante" al pari dei precedenti, mostrano scostamenti molto maggiori, pertanto una minore comparabilità. Nel metodo tradizionale, il sistema di riferimento utilizzato per tali misure è diverso da quello utilizzato sul virtuale, il quale è più simile a quello della tavola osteometrica. Nel secondo, ad esempio per LCW, l'ipotetica asse del calibro (ossia l'asse lungo il quale sono estratti i punti della misura) è parallela al piano terziario e perpendicolare all'asse longitudinale della tibia.

Nel metodo tradizionale invece, tale asse è posta di modo da essere bisecante ai bordi della suddetta superficie articolare, a un angolo generalmente diverso da 90° rispetto all'asse verticale della tibia. Si ritiene che ciò possa aver fornito valori piuttosto diversi tra i due metodi. Lo stesso ragionamento vale per LCL, ma anche per MCW e MCL (per questi ultimi l'effetto di tale diversità è meno intenso in quanto si ipotizza che la superficie articolare mediale presenti una diversa inclinazione rispetto all'asse verticale e longitudinale della tibia rispetto alla laterale), in risposta a un possibile scarico del peso differenziato tra la parte mediale e la parte laterale dal femore.

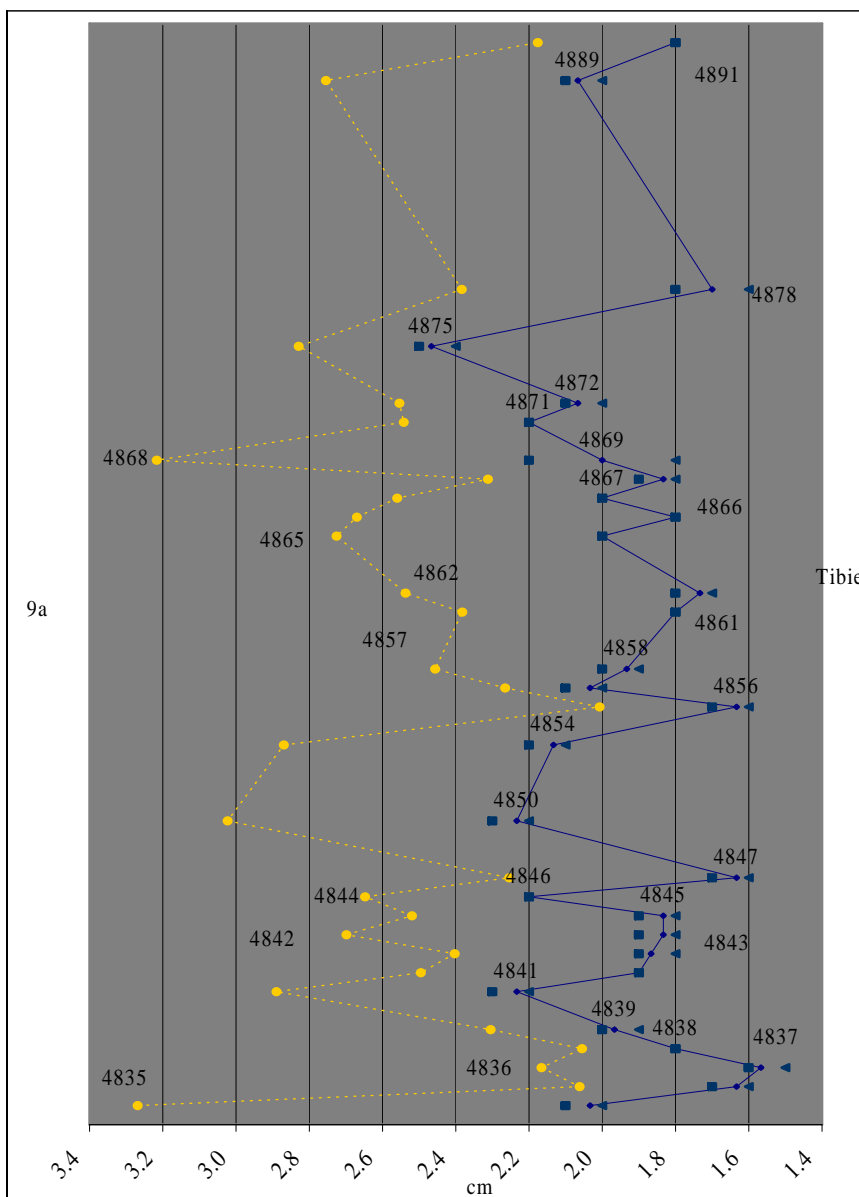


**Figura 12.12 – distribuzione per il parametro LCL per ogni tibia del valore medio delle misurazioni sul virtuale (linea tratteggiata gialla), del valor medio delle misurazioni con il metodo tradizionale (linea continua blu), con l'indicazione dei valori massimi e minimi secondo quest'ultimo metodo.**

Il grafico relativo al parametro 6 è comparabile a quello del parametro 3: anche qui i valori di V sono sempre maggiori rispetto a T e ciò è ascrivibile al forte abbassamento dell'errore del

coseno (allineamento) del metodo sul virtuale rispetto al sistema di riferimento locale introdotto dal calibro nel misurare l'epifisi distale.

I grafici dei parametri 8 e 8a, presentano trend di V "altalenanti", ma tuttavia possono essere mediamente comparabili (al pari di MCW e MCL).



**Figura 12 13 – distribuzione per il parametro 9a per ogni tibia del valore medio delle misurazioni sul virtuale (linea tratteggiata gialla), del valor medio delle misurazioni con il metodo tradizionale (linea continua blu), con l'indicazione dei valori massimi e minimi secondo quest'ultimo metodo.**

Invece, i grafici di 9 e 9a (Figura 12 13), relativi ai diametri trasversi, sono molto diversi dai precedenti, in quanto hanno valori di V medio sistematicamente maggiori di T, con scostamento molto elevato. Questo può essere ascritto in questo caso a un allineamento non molto buono nel metodo tradizionale in cui l'angolo tra la misura trasversa e la relativa misura in senso antero-posteriore è diverso dai 90° attesi.

Le misure Crf@foro e 10b presentano grafici con valori di V a volte maggiori a volte minori di T, ma similmente al parametro 1: i valori di V medio sono sempre compresi nell'intervallo tra il valore massimo e il minimo di T.

Come verificato nei grafici e nelle considerazioni precedenti, i valori ottenuti dai due metodi sono visibilmente diversi fra loro: è necessario a questo punto comprendere se tale diversità li renda comparabili, almeno in un certo intervallo, o meno. Di seguito la Tabella 12 10 indica la distribuzione dello scostamento tra i due metodi parametro per parametro, sia in valore assoluto che in percentuale, riportati poi nei grafici alle Figure 12 14 e 12 15.

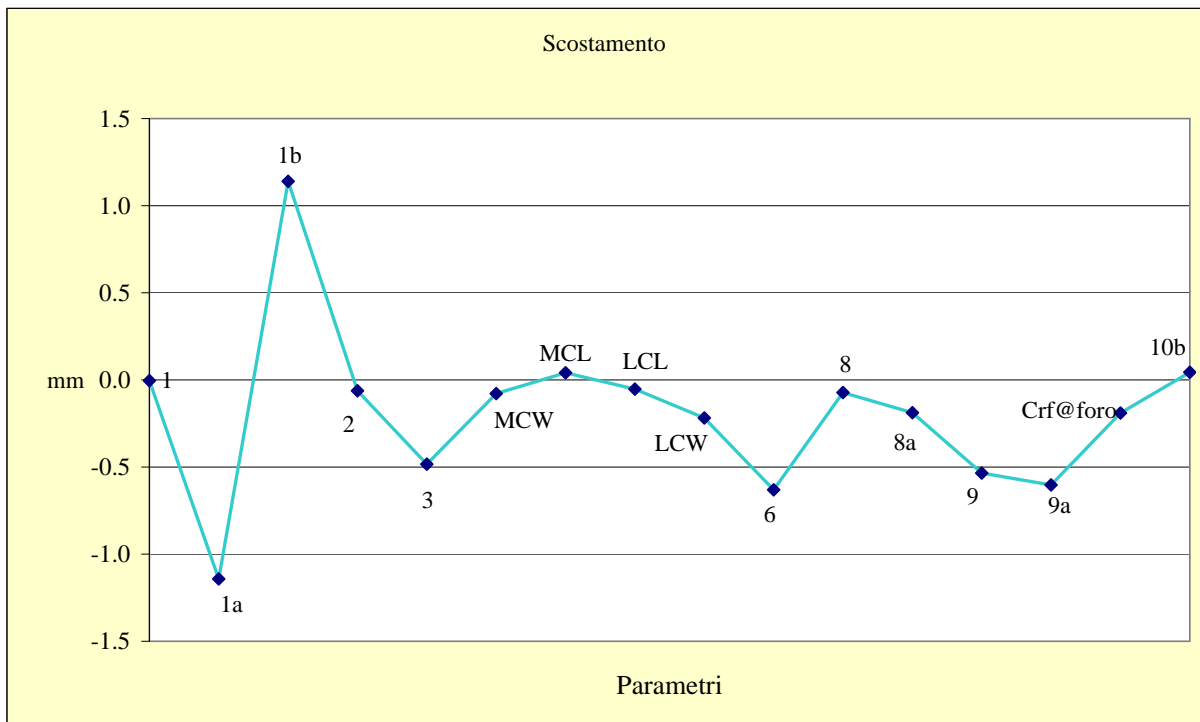
<b>Parametro</b>	<b>Scostamento (mm)</b>	<b>Scostamento (%)</b>
<i>1</i>	0.00	0.5
<i>1a</i>	-1.14	3.2
<i>1b</i>	1.14	3.3
<i>2</i>	-0.06	0.3
<i>3</i>	-0.48	6.8
<i>MCW</i>	-0.08	4.8
<i>MCL</i>	0.04	4.2
<i>LCL</i>	-0.05	6.5
<i>LCW</i>	-0.22	8.1
<i>6</i>	-0.63	15.9
<i>8</i>	-0.07	5.2
<i>8a</i>	-0.19	7.5
<i>9</i>	-0.53	23.4
<i>9a</i>	-0.60	23.3
<i>Crf@foro</i>	-0.19	2.4
<i>10b</i>	0.04	2.2
Media	0.19	7.3

**Tabella 12 10 – scostamento assoluto (T-V) e percentuale (T-V/T), parametro per parametro tra i metodi di misura (Tradizionale T, Virtuale V).**

Come si nota anche nel grafico in Figura 12 14, per 11 parametri su 16 le differenze sono comprese entro un intervallo di mm rispetto al valore zero ( $0 \pm 0.5$  mm).

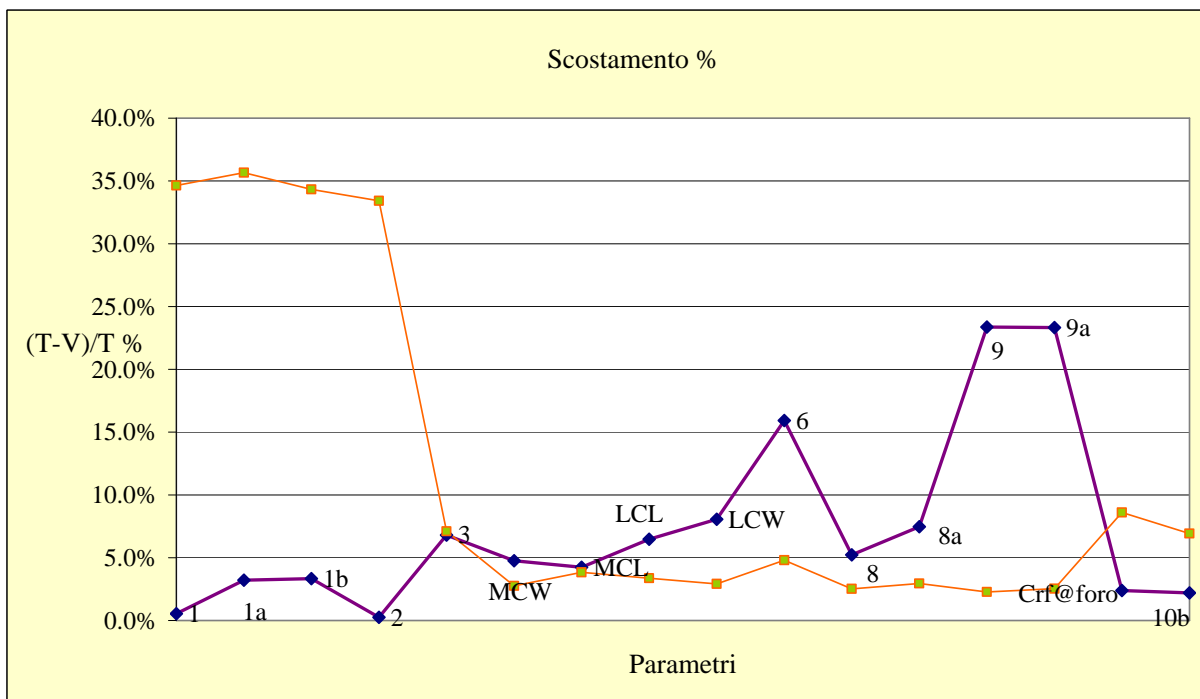
Per i parametri 6, 9, 9 a, sono poco al di fuori di questo intervallo (rispettivamente -0.63, -0.53, -0.60 mm), mentre per i parametri 1a e 1b le differenze tra i valori medi per il metodo tradizionale e quello virtuale sono completamente al di fuori di tale intervallo, -1.14 per 1a e 1.14 per 1b.





**Figura 42 14 – scostamento medio per parametro tra i due metodi di misura.**

Nel grafico che segue è invece riportata, parametro per parametro, la differenza tra il valore medio sul tradizionale e quello con il metodo virtuale, espresso in percentuale sul primo.



**Figura 12 15 – scostamento tra i due metodi di misura espresso in percentuale, parametro per parametro (linea viola). Il trend arancione invece esemplifica l'andamento del valore medio di ogni parametro misurato sul virtuale.**

Nel grafico figura in colore arancione anche il valore medio di ogni parametro: dopo essere stato diviso per cento, esso è stato riportato in percentuale così da poter rendere più chiaro il rapporto tra dimensione di ogni grandezza e lo scostamento espressa in percentuale.

Dal grafico si riscontra che la differenza si mantiene al di sotto del 5% per otto parametri su 16 (1, 1a, 1b, 2, MCW, MCL, Crf@foro, 10b), mentre per il parametro 8 è poco al di sopra, con 5.2%.

Considerate le dimensioni dei valori medi per i parametri relativi alla lunghezza (ordine di grandezza generalmente superiore a 300 mm), la differenza tra i valori dei due metodi prima illustrata va ad abbassarsi in particolare per i parametri 1 e 2, dove è molto prossima allo zero (rispettivamente 0.5 e 0.3 mm). Ciò è in parte verificato anche per i parametri 1a e 1b, nonostante le differenze fossero superiori a 1 mm.

Entro il 10% invece figurano anche 3, LCL, LCW, 8a. Completamente al di fuori di tale *range* vi sono 6, 9, 9 a: nel caso in cui le due metodologie fossero considerate comparabili, questi sarebbero in tal caso i parametri per cui l'utilizzo di una metodologia o dell'altra comporterebbe maggiori conseguenze. Chiaramente, nel caso tali metodologie fossero effettivamente tra loro consistenti, ciò non implicherebbe comunque che i due metodi venissero usati indistintamente. Il significato di determinare la consistenza tra due metodologie è quello di cercare di capire quanto utilizzare l'una piuttosto che l'altra cambierebbe i risultati e gli effetti di una ricerca. In questo caso, è possibile affermare che alcuni parametri sono fra loro più comparabili di altri.

Mediamente, la differenza percentuale tra i valori medi dei due metodi è inferiore all'8%.

Per poter confrontare la consistenza tra due metodologie, generalmente si cerca di osservare se i valori del metodo che si intende testare (in questo caso, V) sono compresi in un intervallo inferiore a quello precedentemente osservato, ossia tra il valore massimo e minimo di T.

Si ricorre pertanto ad un'ultima formula che permette di capire le dimensioni della differenza  $T - V$  nell'intervallo di  $\sigma_T$  (Figura 12 17) oppure  $2\sigma_T$  (Figura 12 18):

$$x = (T - V) / \sigma_T \quad \text{oppure} \quad (T - V) / 2\sigma_T.$$

Perché due metodologie siano fra loro comparabili, è necessario che il valore di  $x$ , che può essere chiamato convenzionalmente indice di consistenza, sia minore dell'unità. Quando  $x$  è minore di 1, la differenza tra  $T - V$  è minore dell'intervallo  $\sigma_T$  (o  $2\sigma_T$ ) per cui i due metodi sono comparabili.

Viceversa, se  $x$  è maggiore di 1, la differenza  $T - V$  è maggiore dell'intervallo  $\sigma_T$  (o  $2\sigma_T$ ) e i due metodi sono eccessivamente diversi per essere consistenti.

Tale condizione è illustrata in Figura 12 16: la curva a sinistra è la distribuzione Gaussiana dei valori estratti per un parametro generico con il metodo tradizionale T. La retta a destra invece esemplifica la distribuzione dei valori estratti per quel dato parametro con il metodo virtuale V: in questo caso non è stata riportata una Gaussiana in quanto l'intervallo di valori per V è molto ridotto e rispetto a T è trascurabile.

Sulla curva di T sono inoltre riportati l'intervallo  $\sigma_T$  (compreso entro due linee tratteggiate, pari al 68.3% circa dei valori) e l'intervallo  $2\sigma_T$  (compreso tra due linee continue, pari al 94.5% circa dei valori).

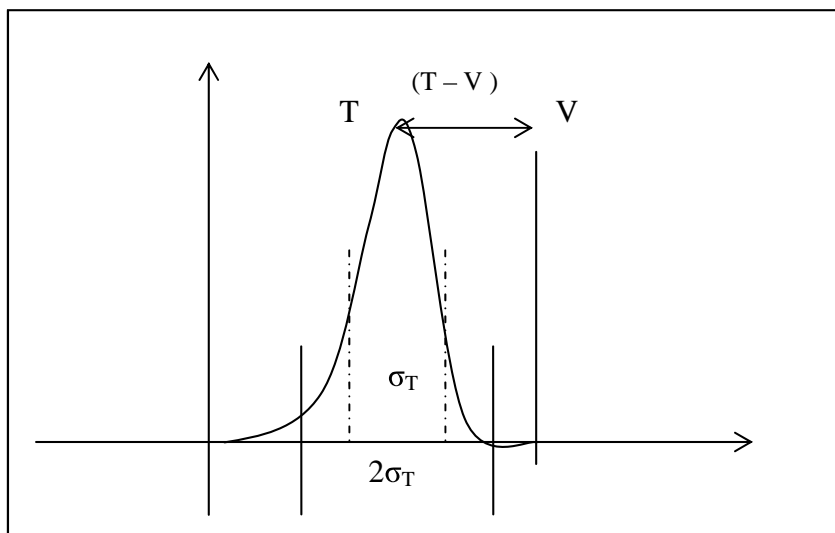


Figura 12 16 – grafico esplicativo per verificare la consistenza tra il metodo tradizionale, T, e quello virtuale, V.

Parametro	$(T - V) / \sigma_T$	$(T - V) / 2\sigma_T$
<i>l</i>	2.49	0.55
<i>l a</i>	11.92	5.96
<i>l b</i>	14.03	7.02
<i>2</i>	0.71	0.21
<i>3</i>	6.55	3.27
<i>MCW</i>	1.26	0.29
<i>MCL</i>	1.54	0.23
<i>LCL</i>	2.12	0.49
<i>LCW</i>	2.35	1.07
<i>6</i>	7.81	3.53
<i>8</i>	1.37	0.21
<i>8 a</i>	2.68	1.16
<i>9</i>	6.19	3.10
<i>9 a</i>	9.91	4.95
<i>Crf@foro</i>	1.17	0.56
<i>10b</i>	0.89	0.30

Tabella 12 11 – valore dell'indice di consistenza per i vari parametri. In grigio sono indicati i valori che indicano maggior consistenza (< 1).

In Tabella 12 11 è riportata la distribuzione dell'indice di consistenza sia per l'intervallo  $\sigma_T$  che per l'intervallo  $2\sigma_T$ . Gli stessi valori sono riportati ai grafici 12 17 e 12 18.

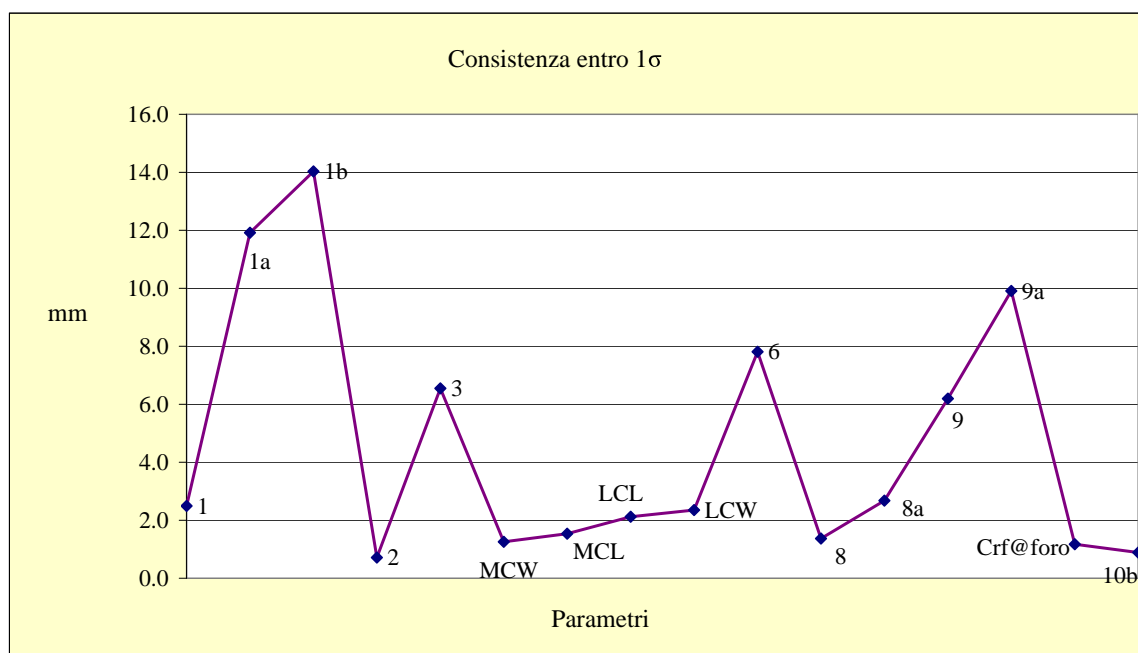


Figura 12 17 – grafico relativo al rapporto tra la differenza tra il valore medio nel metodo tradizionale e quello virtuale, e l'intervallo  $\sigma_T$ .

Come illustrato anche nel grafico in Figura 12 17, nell'intervallo pari a una deviazione standard rientrano pochissimi parametri, solamente il 2 e il 10b. Tutti gli altri invece hanno fornito valori molto superiori, in particolare 1a, 1b, 3, 6, 9, 9a.

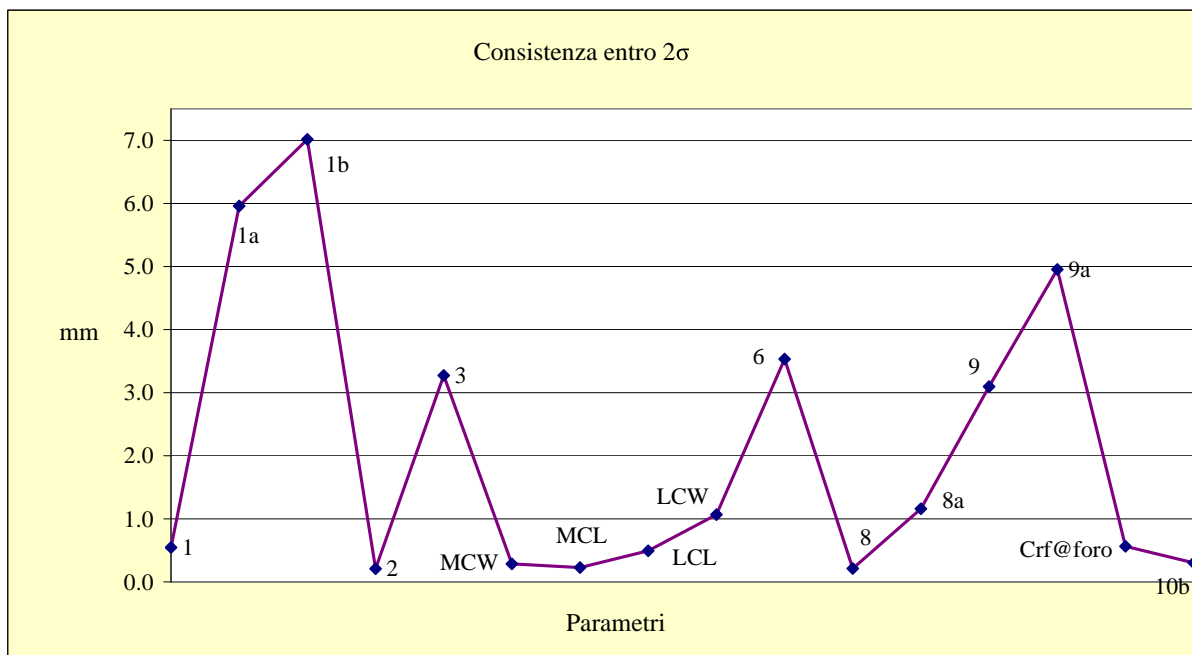


Figura 12 18 - grafico relativo al rapporto tra la differenza tra il valore medio nel metodo tradizionale e quello virtuale, e l'intervallo  $2\sigma_T$ .

Nell'intervallo invece  $2\sigma_T$ , come si evince anche dal grafico in Figura 12 18, molti parametri hanno fornito valori dell'indice di consistenza molto elevati, superiori all'unità: i meno comparabili risultano pertanto 1a, 1b, 3, 8, Crf@foro, 10b.

Dall'osservazione di tutti i dati raccolti e dai confronti tra i due metodi, è possibile dire che non vi è piena consistenza tra essi e solamente alcuni parametri forniscono risultati comparabili. Se in una ricerca si volesse utilizzare il metodo qui proposto per misurare alcuni campioni, per poi confrontare tali valori con studi pregressi, realizzati con metodologia tradizionale, ciò non sarebbe possibile, a meno che lo studio non si incentrasse su quei parametri appena citati per i quali vi è una certa consistenza, ad esempio in uno studio sulla circonferenza delle ossa lunghe, così da utilizzare parametri come Crf@foro e 10b, acquisiti con entrambe le metodologie.

Tali conclusioni comunque non costituiscono un risultato negativo e non impediscono infatti il confronto continuo tra i due metodi. In ogni caso, una metodologia simile a quella introdotta in questo studio potrebbe essere considerata necessaria alla documentazione di particolari reperti, in ricerche che richiedono elevata risoluzione e ripetibilità.



## *Capitolo 13 – Elaborazione di nuovi parametri antropometrici.*

I modelli virtuali realizzati con la metodologia *laser scanning* consentono di studiare la morfologia del modello stesso nelle sue tre dimensioni: permettono di estrarre anche informazioni di tipo superficiale o volumetrico, differentemente dai metodi di misura tradizionali che, estraggono generalmente misure distanziometriche, come visto anche ai capitoli precedenti.

In questo lavoro di ricerca, pertanto, è stata verificata la possibilità di estrarre nuovi parametri antropometrici che altrimenti con le metodologie generalmente in uso non potrebbero essere mai calcolati.

A questo scopo, sono state considerate quelle che, secondo la letteratura, sono le caratteristiche più significative ai fini della determinazione del sesso: secondo Iscan, Miller-Shaivitz 1984 a, b ad esempio, sono statisticamente più indicativi quei parametri che interessano la circonferenza dell'osso piuttosto che la sua lunghezza: la prima presumibilmente riflette lo sviluppo muscolo-scheletrico, mentre la seconda piuttosto la differenza nelle dimensioni. Per questo motivo, sono stati ricercati e introdotti nuovi parametri che rispondessero in particolare all'esigenza di quantificare la larghezza di un osso piuttosto che la sua lunghezza.

Non sono state effettuate indagini statistiche di tipo intra- né inter-osservatore in quanto la ripetibilità è stimabile anche sulla base dello studio del metodo con cui ognuno di questi nuovi parametri è stato estratto.

Rispetto alla notazione sulla geometria utilizzata nel capitolo precedente, vi è in più da considerare che sono stati usati:

C per indicare una circonferenza,

A per un'area,

V per un volume,

L per una lunghezza.

### **A<sub>F</sub> – Area della sezione all'altezza del foro (< Crf@foro, 8a, 9a)**

La curva estratta a livello del foro nutritizio, K<sub>F</sub>, introdotta in precedenza per calcolare Crf@foro, 8a, 9a, è stata utilizzata per sezionare il modello tridimensionale lungo tal perimetro.

Da tale curva, infatti, è stata ricavata una circonferenza  $C_F$  ad essa tangente e di seguito un piano,  $\pi_F$  (Figura 13 1), utilizzato per sezionare il modello 3D (Figura 13 2).

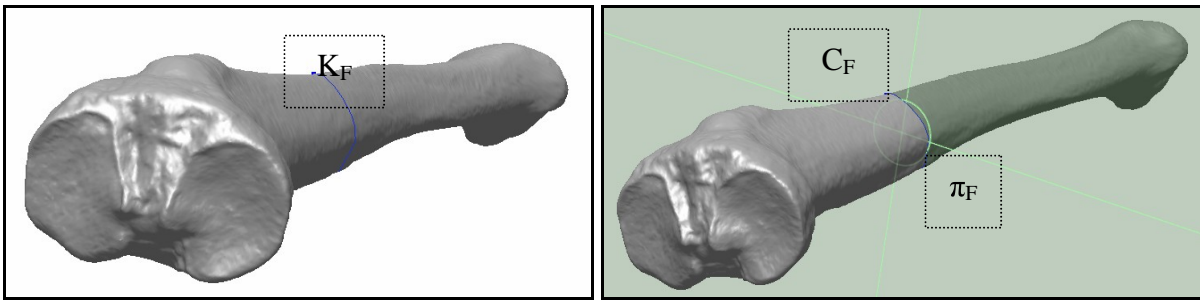


Figura 13 1 – nell’immagine a sinistra, la curva  $K_F$  passante per il foro nutritizio, utile per l’estrazione di  $C_{F@foro}$ , 8a, 9a. Nell’immagine a destra, la circonferenza passante per  $K_F$ , ossia  $C_F$ , e il piano passante per essa,  $\pi_F$ .

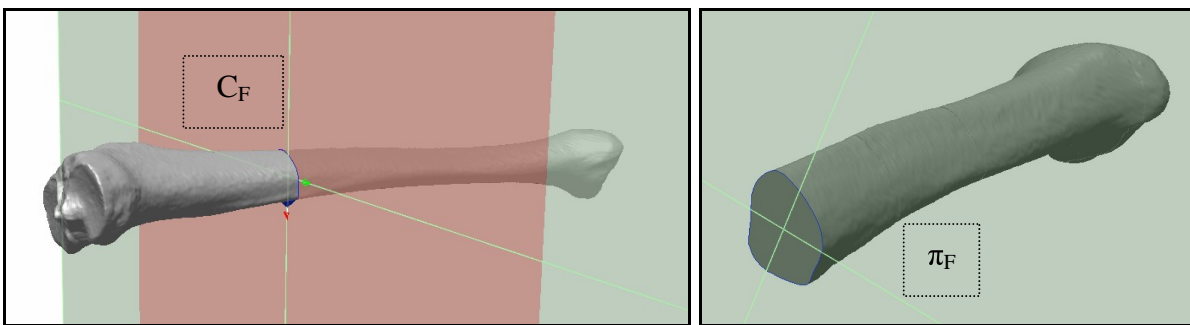


Figura 13 2 – nell’immagine a sinistra, il piano  $\pi_F$  passante per la curva  $K_F$ : il colore rosso nell’immagine indica la posizione del piano di taglio del modello 3D. Nell’immagine a destra, il modello 3D è stato sezionato ed è visibile la sua sezione all’altezza del foro nutritizio (si tratta del segmento distale ottenuto).

Dalla sezione effettuata, sono stati ottenuti due segmenti a partire dallo stesso modello 3D. Durante l’operazione, è stata imposta come condizione *Cap sectional ends*: le due estremità separate sono state “tappate” tramite la creazione di una superficie *mesh* piatta lungo il piano di taglio, perciò su entrambi i segmenti. È stata così selezionata l’area “emersa” sulla diafisi, sul segmento distale, e ne è stata richiesta la superficie (Figura 13 3).

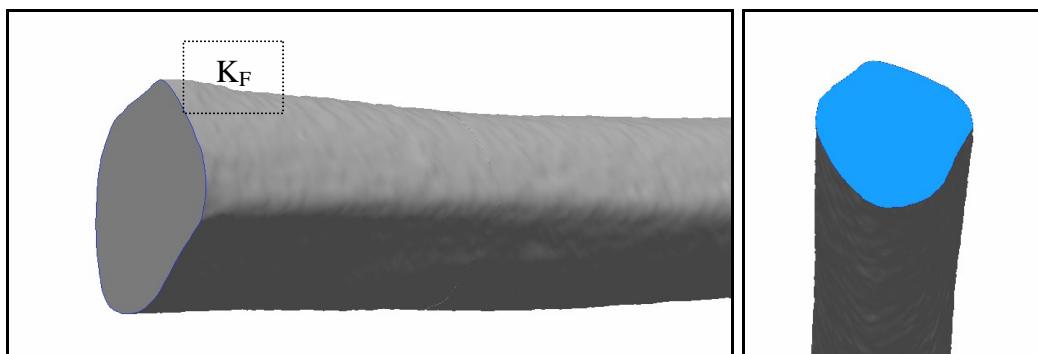


Figura 13 3 – nell’immagine a sinistra, la curva  $K_F$  delimitante l’area da selezionare, corrispondente alla sezione della diafisi all’altezza del foro nutritizio. Nell’immagine a destra, selezione della sezione di interesse.

Dato che il piano di taglio dipende dalla circonferenza  $C_F$  e questa dipende dalla curva  $K_F$ , l’incertezza nel calcolo di questa misura è dipendente dall’incertezza con cui è stato

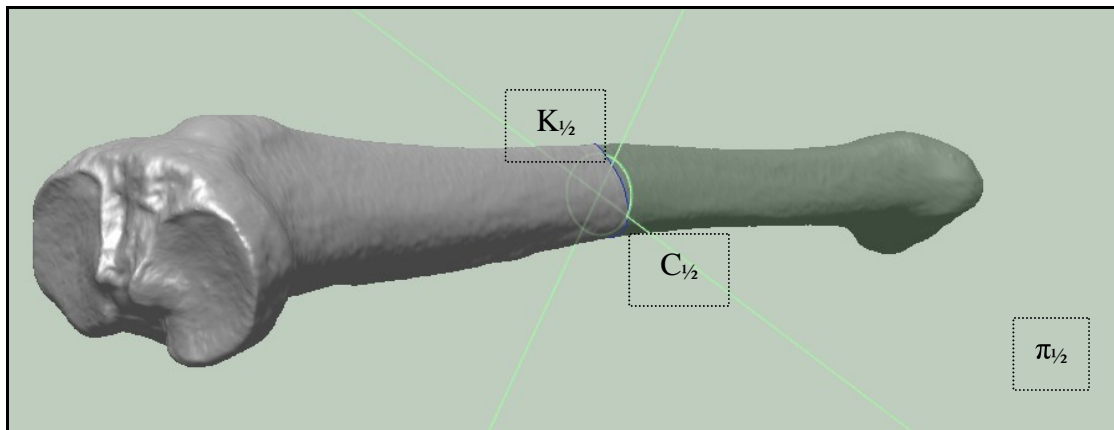


individuato in precedenza il foro nutritizio e dall'incertezza con cui la curva  $K_F$  giace su  $P_F$ , il punto del foro (come sappiamo questa può essere  $\pm n$  con  $n < 0.1$  mm, dato che dipende dalla massima risoluzione del processo di sezionamento del modello in curve). La selezione non introduce incertezze perché essendo la sezione del modello estremamente netta nonché delimitata da  $K_F$ , non vi sono aree di ambiguità e la regione di interesse è molto chiara e definita.

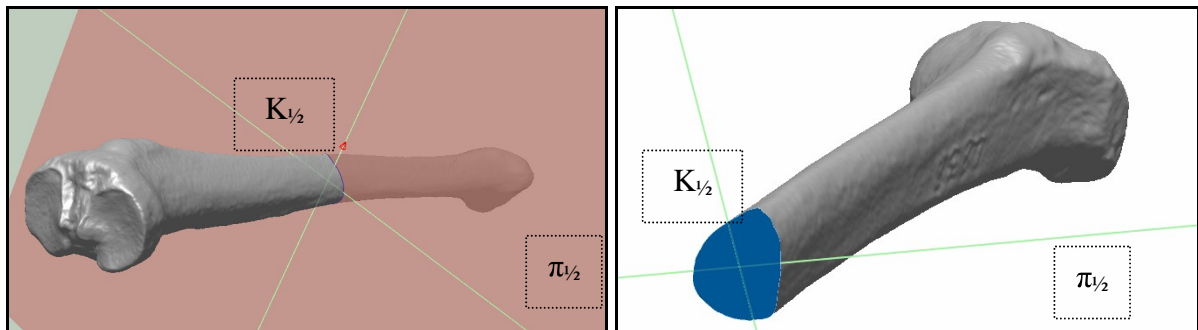
### $A_{1/2}$ – Area della sezione a metà altezza (< 8, 9)

La curva estratta a metà sviluppo del modello tridimensionale, introdotta precedentemente per misurare i parametri 8 e 9, è stata utilizzata per sezionare il modello tridimensionale lungo quel perimetro. Da tale curva  $K_{1/2}$  è stata ricavata una circonferenza  $C_{1/2}$  tangente alla curva e da essa un piano,  $\pi_{1/2}$ , che è stato utilizzato per sezionare il modello 3D.

Il metodo di estrazione di tale misura è il medesimo descritto per il parametro precedente  $A_F$ . Anche in questo caso, è necessario che venga selezionata la stessa faccia, che in questo caso sul segmento prossimale ricavato (Figura 13 4, 13 5).



**Figura 13 4 – la curva  $C_{1/2}$  (in blu) situata a metà sviluppo del modello tridimensionale, dalla quale è stata estratta la circonferenza  $C_{1/2}$  (in verde) e di seguito il piano di sezione  $\pi_{1/2}$ .**



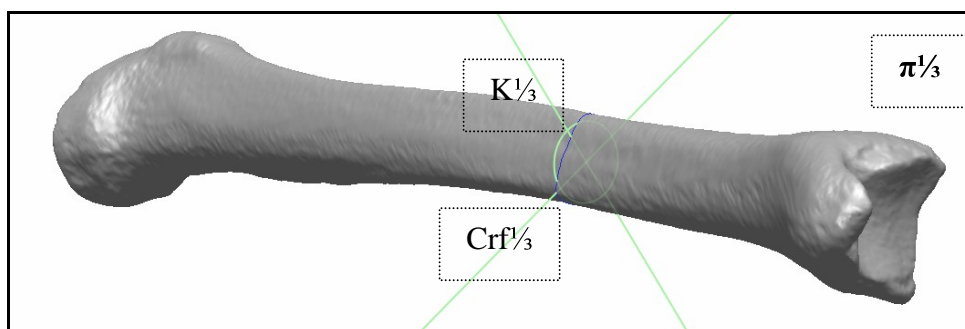
**Figura 13 5 – nell'immagine a sinistra, il piano  $\pi_{1/2}$  passante per la curva  $K_{1/2}$ : il colore rosso indica il piano di taglio del modello 3D. Nell'immagine a destra, la selezione della sezione di interesse a metà altezza, sulla faccia del segmento prossimale ottenuto, delimitata dalla curva  $K_{1/2}$ .**

La ripetibilità del metodo di estrazione di tale parametro è maggiore rispetto a quella della misura antropometrica precedente, in quanto la curva  $K_{1/2}$  non è ricavata da una selezione manuale al pari di  $K_F$ : in questo caso, tramite un'interrogazione geometrica è possibile ottenere con elevata precisione la curva a metà sviluppo della tibia e ciò dipende unicamente dalla ripetibilità dell'orientamento del modello nello spazio. La ripetibilità delle misure 8 e 9, per la cui definizione era stata estratta  $K_{1/2}$ , è molto alta (deviazione standard di circa 0.1 mm in entrambi i casi). Anche qui come in  $A_F$ , la selezione dei triangoli nell'area di interesse è delimitata dalla curva stessa ed è per questo ripetibile.

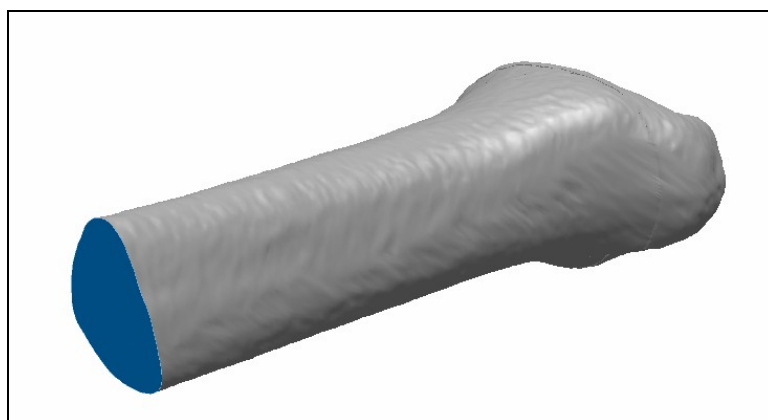
### **$A_{1/3}$ – Area della sezione a un terzo dell'altezza (< 10b)**

Dalla curva estratta a un terzo dello sviluppo del modello tridimensionale,  $K_{1/3}$ , utilizzata in precedenza per calcolare il parametro 10b, è stata ricavata una circonferenza ad esso tangente,  $C_{r1/3}$  e da quest'ultima il piano  $\pi_{1/3}$ , con il quale il modello 3D è stato sezionato.

Il metodo di estrazione di tale misura ricalca in particolare quello per il parametro precedente  $A_{1/2}$  (Figura 13 6). In questo caso, è stata selezionata la sezione “emersa” sul segmento prossimale ottenuto (Figura 13 7).



**Figura 13 6 - la curva  $K_{1/3}$  (in blu) situata a metà sviluppo del modello tridimensionale, dalla quale è stata estratta la circonferenza  $C_{1/3}$  (in verde) e di seguito il piano di sezione  $\pi_{1/3}$ .**

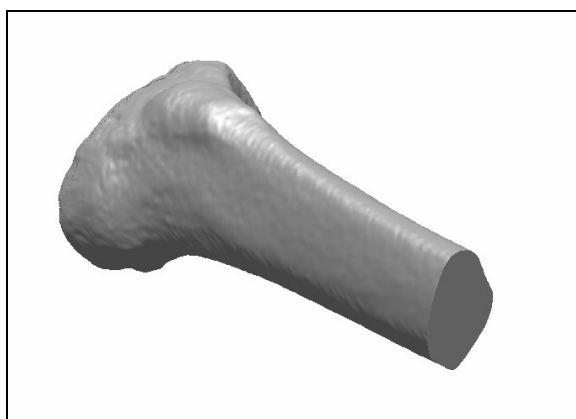


**Figura 13 7 – selezione della area della diafisi all'altezza a un terzo dell'altezza.**

Per quanto riguarda la ripetibilità di tale parametro antropometrico, si rimanda alla trattazione del precedente  $A_{1/2}$ : la ripetibilità è quella propria dell'orientamento del modello nello spazio virtuale dato che la curva a un terzo dell'altezza è ricavata geometricamente in maniera teoricamente univoca.

### **$V_P$ – Volume della parte prossimale**

Il piano  $\pi_F$ , estratto dalla curva  $K_F$  all'altezza del foro, è stato utilizzato per sezionare il modello tridimensionale e misurare così  $A_F$ , come illustrato in precedenza. In questo modo, si sono create due parti distinte, la prima comprendente la diafisi della tibia dal foro in giù e l'epifisi distale la seconda comprendente l'epifisi prossimale, al di sopra del foro. Durante la sezione del modello, come già detto, è stata imposta come condizione *Cap sectional ends*: le due estremità separate sono state “tappate” tramite la creazione di una superficie *mesh* piatta lungo il piano di taglio. In questo modo i due segmenti di modello virtuali sono *watertight* e con una interrogazione è stato possibile ottenere l'informazione del volume per la parte prossimale (Figura 13 8).



**Figura 13 8 – il volume prossimale del modello 3D.**

La ripetibilità di tale parametro antropometrico è strettamente connessa a quella con cui è stata estratta la misura antropometrica  $Crf@foro$  (come anche per  $A_F$ ).

### **$V_D$ – Volume della parte distale**

Utilizzando il piano  $\pi_{1/3}$ , estratto dalla curva  $K_{1/3}$  a un terzo dell'altezza della tibia, è stato sezionato il modello tridimensionale ed è stata così misurata  $A_{1/3}$ . In questo modo, si è creata una parte dalla curva  $K_{1/3}$  in su (prossimale) e una comprendente il terzo inferiore del modello, (distale). Grazie all'opzione di sezione già vista per il parametro precedente e per  $A_F$ ,  $A_{1/2}$  e  $A_{1/3}$ , *Cap sectional ends*, le due estremità separate sono modelli virtuali parziali di tipo *watertight* ed è stato così possibile calcolare il volume per la parte distale (Figura 13 9).

Anche in questo caso, la ripetibilità dell'estrazione di tale parametro antropometrico è dipendente dalla ripetibilità con cui la curva  $K^{1/3}$  è stata ricavata nella trasposizione delle misure antropometriche classiche nell'ambiente virtuale.

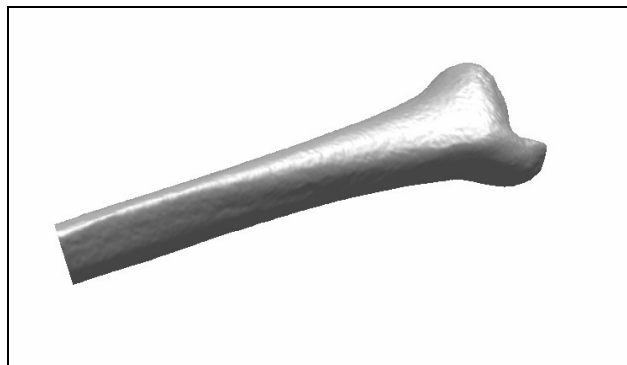


Figura 13 9 - il volume distale del modello 3D.

### $V_C$ – Volume centrale

Dopo aver sezionato il modello 3D secondo il piano  $\pi^{1/3}$  e secondo il piano  $\pi_F$ , si sono ottenuti in totale 3 segmenti di volume, il prossimale, comprendente l'epifisi prossimale sino all'altezza del foro, il distale, comprendente l'epifisi distale fino a un terzo dello sviluppo dell'osso e infine una porzione centrale compresa tra il foro e il terzo distale. Avendo sempre proceduto alle sezioni del modello 3D con l'opzione *Cap sectional ends*, tale volume centrale è anch'esso *watertight* ed è possibile ottenere l'informazione relativa al suo volume (Figura 13 10).

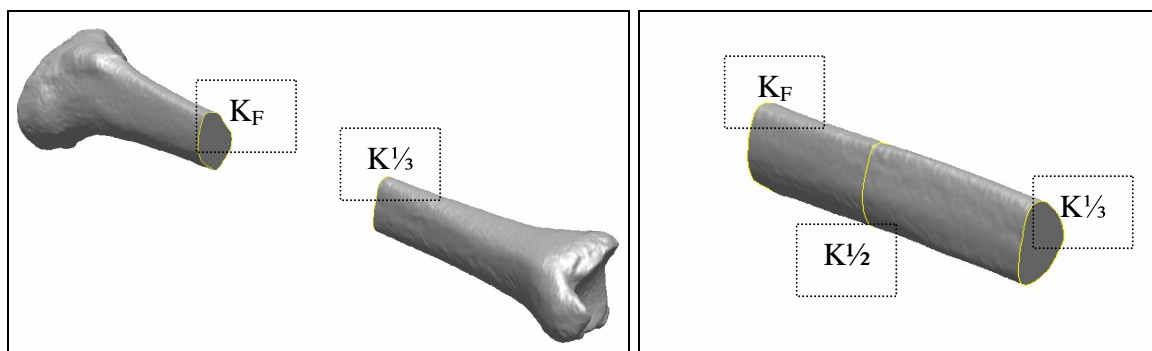
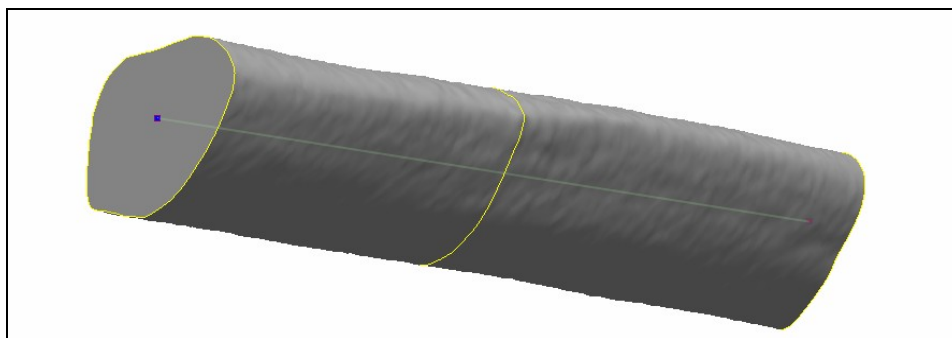


Figura 13 10 – nell'immagine a sinistra, la porzione di modello 3D prossimale, delimitata dalla curva  $K_F$ , e la porzione distale, delimitata da  $K^{1/3}$ . Nell'immagine a destra, il volume centrale del modello 3D, delimitata da  $K_F$  e da  $K^{1/3}$ , comprendente la curva  $K^{1/2}$ .

In questo caso, la ripetibilità nella misura del volume di tale porzione del modello 3D è dipendente in parte da quella con cui la curva  $K_F$  (vale a dire il punto  $P_F$ ) è stata individuata e in parte da quella con cui  $K^{1/3}$  è stata ricavata (ossia dalla ripetibilità dell'orientamento).

### $L_C$ – Lunghezza del terzo centrale

La definizione della porzione volumetrica centrale del modello 3D non ha consentito di estrarre solo l'informazione relativa al volume, ma anche la sua lunghezza. È stato perciò estratto un vettore di approssimazione di tale porzione (Figura 13 11), la cui lunghezza costituisce un nuovo parametro antropometrico potenzialmente indicativo ai fini della determinazione del sesso.



**Figura 13 11 – si riconosce il vettore  $v_{LC}$  congiungente le due estremità del volume centrale.**

Per la ripetibilità di tale misura si veda il parametro precedente,  $V_C$ .

#### **$V_C/L_C$ – Area della sezione media del Volume centrale**

Tale parametro fornisce il valore dell'area di una ipotetica sezione media nel volume centrale, in quanto è ottenuta dividendo  $V_C$ , il volume della parte centrale (diafisi) del modello della tibia, per  $L_C$ , la sua lunghezza secondo un vettore approssimante tale porzione.

Il valore calcolato costituisce l'area media del volume centrale. La sua ripetibilità dipende da quella di  $V_C$ .

#### **$A_P$ – Area della sezione prossimale**

È stata ricavata una curva  $K_L$  passante per il punto laterale nell'epifisi prossimale  $P_L$ , dalla quale è stata estratta una circonferenza e di seguito il piano  $\pi_L$ . Il modello virtuale è stato sezionato all'altezza di tale  $\pi_L$ : è stata selezionata la superficie così visibile, sul segmento prossimale (Figura 13 12).

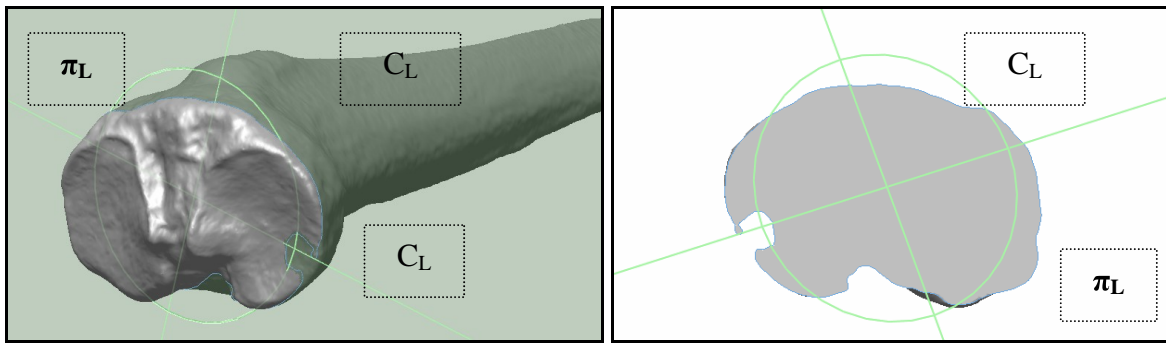


Figura 13 12 – nell’immagine a sinistra la curva  $K_L$ , in corrispondenza del punto laterale, la circonferenza da essa estratta  $C_L$  e il piano da quest’ultima ricavato  $\pi_L$ . Nell’immagine a destra, la porzione di epifisi prossimale sezionata, all’altezza del punto laterale.

Tale parametro utilizza  $P_L$ , punto che è stato estratto per poter orientare la tibia nello spazio, ma anche, assieme a  $P_M$ , per ricavare il parametro antropometrico 3, la larghezza dell’epifisi prossimale. Nel caso di  $A_P$ , area della sezione prossimale, è stato utilizzato però solamente il punto  $P_L$ , in quanto non è possibile a partire da due punti ottenere un piano, pertanto è stato scelto uno solo dei due punti, convenzionalmente  $P_L$ .

Tale misura dipende inoltre dalla ripetibilità con cui è ricavato  $P_L$ , unicamente legato alla validità dell’orientamento del modello 3D nello spazio virtuale.

### $A_D$ – Area della sezione distale

Il metodo di estrazione di tale parametro è comparabile a quello di  $A_P$ : è stato creato un piano parallelo al piano terziario e passante per  $P_D$ ,  $\pi_D$ , utilizzando questo come piano di sezione del modello 3D. E’ stata selezionata la sezione visibile, sul segmento distale. Anche per questo parametro vale la considerazione che non è possibile far passare un piano di sezione per due punti per cui è stato scelto come punto di riferimento unicamente  $P_D$  (Figura 13 13). Per la ripetibilità, valgono le stesse considerazioni di  $A_L$ .

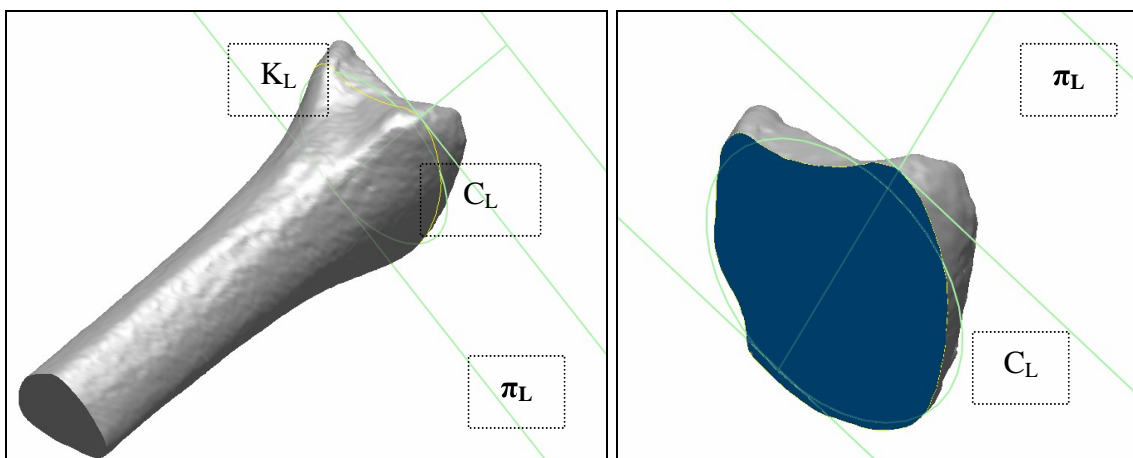
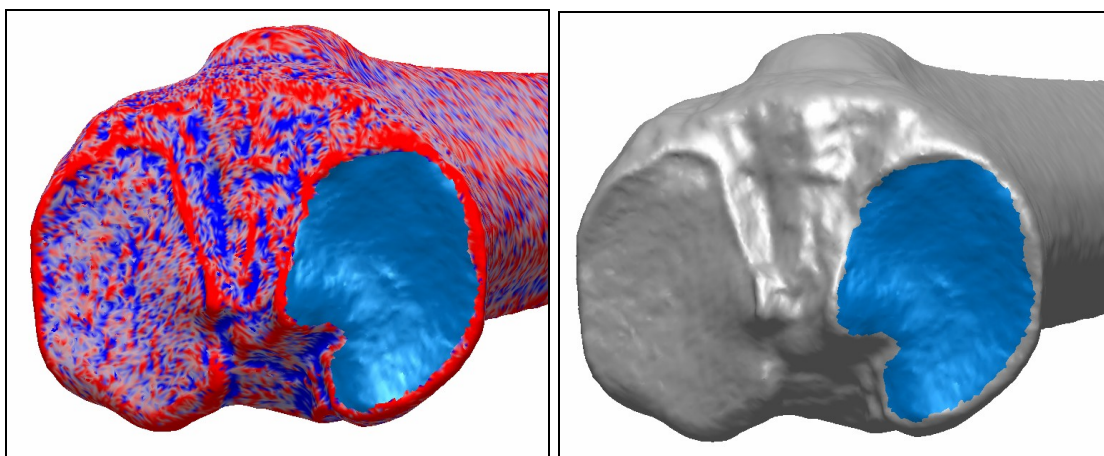


Figura 13 13 – nell’immagine a sinistra, il piano  $\pi_D$  passante per la circonferenza  $C_D$  e la curva  $K_D$  utilizzato come piano di sezione per la porzione distale del modello 3D. Nell’immagine a destra, la selezione della sezione di interesse a livello di  $\pi_D$ , sulla faccia del segmento distale ottenuto, delimitata dalla curva  $K_D$ .

### **Mas – Area della superficie articolare mediale**

Nella trasposizione dei parametri tradizionali nell'ambiente virtuale, era già stato visto come, per poter estrarre MCW e MCL, fosse necessario preventivamente selezionare i triangoli del modello virtuale della tibia compresi nella superficie articolare mediale. Il parametro Mas restituisce tale selezione (Figura 13 14).

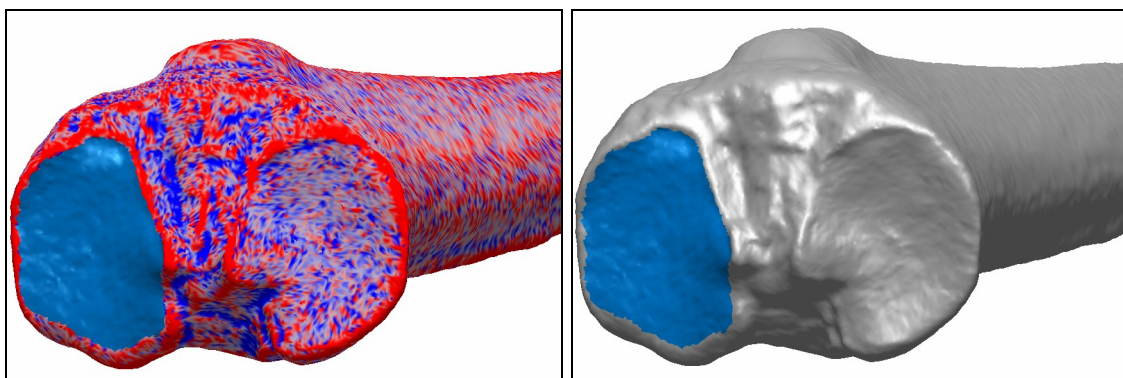
Si tratta di un parametro limitatamente ripetibile, in quanto, come già considerato in merito a MCW e MCL, è difficile poter determinare con precisione quali triangoli lungo il bordo di detta superficie debbano rientrare o meno nella selezione, soprattutto quando i limiti non sono evidenti.



**Figura 13 14 – selezione dei triangoli della *mesh* compresi nella superficie articolare mediale. Nell'immagine a sinistra, mappatura della *mesh* seguendo la angolazione delle singole facce, ossia la visualizzazione utilizzata per effettuare la selezione (vedi capitolo 13). Nell'immagine a destra, il modello 3D è visualizzato con ombreggiatura sintetica (*shading*).**

### **Las – Area della superficie articolare laterale**

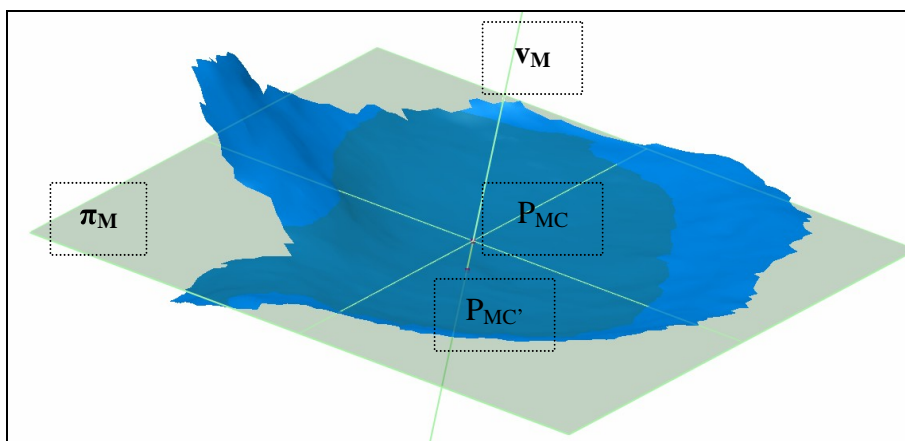
Per l'estrazione di tale parametro, valgono le stesse considerazioni già viste per la definizione di Mas (Figura 13 15).



**Figura 13 15 - selezione dei triangoli della *mesh* compresi nella superficie articolare mediale. Nell'immagine a sinistra, mappatura della *mesh* seguendo la angolazione delle singole facce. Nell'immagine a destra, il modello 3D è visualizzato con ombreggiatura sintetica (*shading*).**

### **Prof<sub>M</sub> – Profondità relativa del punto centrale della superficie mediale**

Dalla selezione di Mas, è possibile calcolare un piano di approssimazione (*Best fitting*)  $\pi_M$ , che si colloca a metà altezza nella selezione ed su di essa è centrato; generalmente, la selezione presenta un andamento concavo rispetto al piano stesso. Da esso è possibile estrarre un vettore,  $v_M$ , perpendicolare rispetto al piano e passante per il suo punto centrale  $P_{MC}$ . Successivamente è stato ricavato il punto centrale alla selezione all'intersezione tra essa e il suddetto vettore,  $P_{MC'}$ . Il parametro introdotto è pari alla distanza tra il punto centrale estratto e il piano di *best fitting* (Figura 13 16).



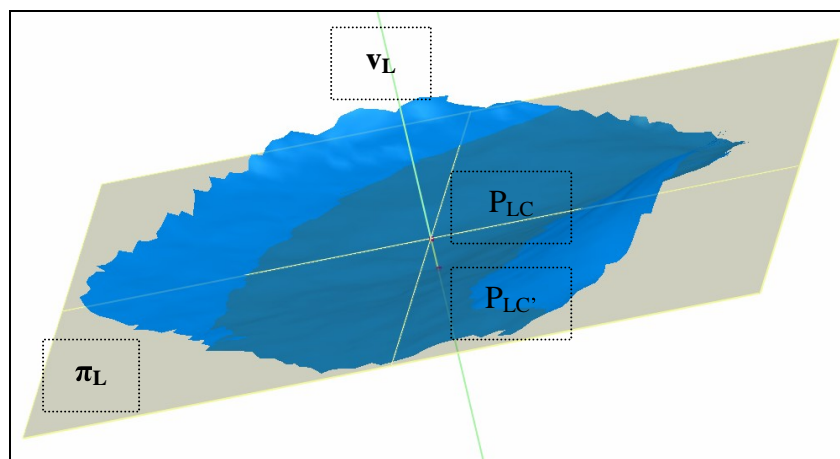
**Figura 13 16 – selezione della superficie del condilo mediale, con il piano di *best fitting*  $\pi_M$ , il vettore  $v_M$ , il punto centrale del piano  $P_{MC}$  e la sua proiezione lungo il vettore sulla superficie articolare  $P_{MC'}$ .**

Tale parametro intende fornire una caratterizzazione metrica alla profondità della superficie articolare. Esso si potrebbe rivelare utile anche in uno studio non solo di determinazione del sesso, ma anche per discriminare gruppi etnici diversi, fornendo uno strumento per rispondere agli interrogativi posti, ad esempio da Kieser et al. 1992, in merito alla distinzione tra donne bianche e nere in riferimento al costume tradizionale di trasportare pesi sul capo da parte delle seconde. La ripetibilità di tale parametro è superiore rispetto a quella del corrisponde Mas, da cui è estratta. Ciò va ascritto al fatto che il piano di *best fitting* costruito sulla selezione non varia eccessivamente nella sua posizione a seconda dell'estensione della superficie, pertanto la posizione del suo centro e del vettore da esso uscente non sono così variabile né nel senso dell'altezza sul piano parallelo a quello della superficie articolare.

### **Prof<sub>L</sub> – Profondità relativa del punto centrale della superficie laterale**

Per l'estrazione di tale parametro antropometrico, valgono le stesse considerazioni già viste per il precedente, ma applicate alla selezione della superficie laterale (Figura 13 17).

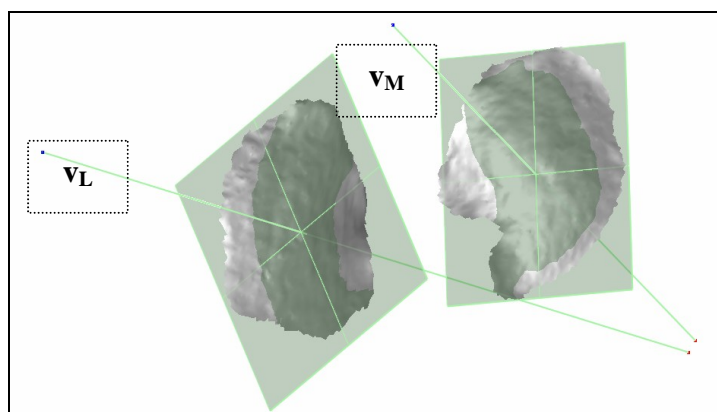




**Figura 13 17 – selezione della superficie del condilo mediale, con il piano di *best fitting*  $\pi_L$ , il vettore  $v_L$ , il punto centrale del piano  $P_{LC}$  e la sua proiezione lungo il vettore sulla superficie articolare  $P_{LC'}$ .**

**AlfaP – Angolo tra i vettori uscenti dalle due superfici articolari**

Nel caso dei parametri antropometrici  $Prof_M$  e  $Prof_L$ , è stato estratto un vettore uscente dalla selezione e perpendicolare al piano della superficie articolare stessa. È stato calcolato l'angolo compreso tra i due vettori, al fine di valutarne la distanza angolare (divergenza), Figura 13 18. Il valore dell'angolo, espresso in gradi, è stato poi convertito in radianti.



**Figura 13 18 – i due vettori uscenti dai piani di best fitting delle due superfici articolari.**



## *Capitolo 14 – Analisi statistica del campione: determinazione del sesso.*

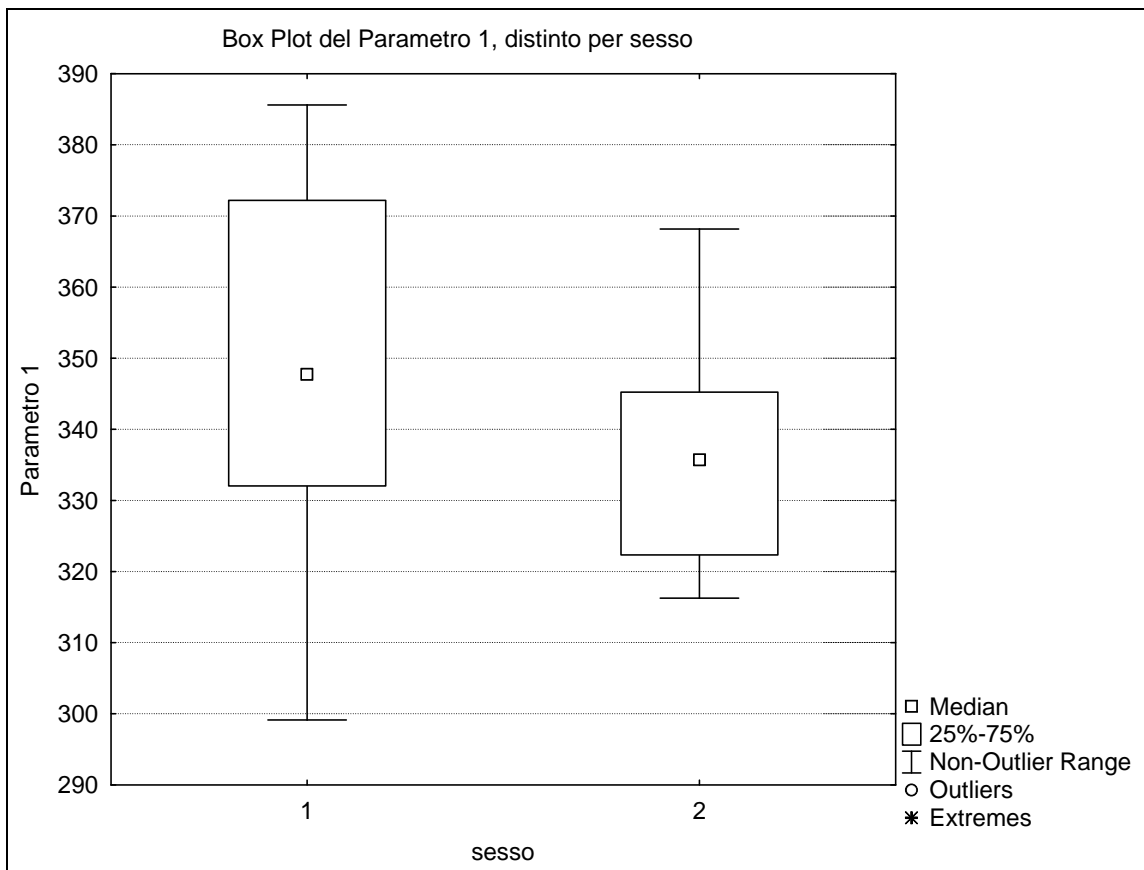
Il contributo principale della ricerca descritta in questa tesi è costituito dall'aspetto metodologico, in particolare legato all'elevata ripetibilità del metodo di misura introdotto, alla creazione di nuove variabili e alla maggiore risoluzione ottenuta, piuttosto che l'analisi della differenza tra i sessi. Pertanto, anche l'interesse per una analisi statistica più approfondita, di tipo multivariato (ad esempio l'analisi discriminante che consente di asserire con quanta affidabilità ciascun parametro singolo oppure l'insieme di più parametri è in grado di discriminare due gruppi), generalmente utilizzata in studi nella determinazione del sesso è al di fuori dello scopo della tesi.

Per poter analizzare i dati raccolti tramite le misurazioni con il metodo sul virtuale e valutare quali parametri antropometrici siano più indicativi nella determinazione del sesso e il significato delle nuove misure introdotte, è stata operata un'analisi di statistica descrittiva, comprendente *boxplot* e *scatterplot*, nonché un test di ipotesi (*Student's t-test*). A questo scopo è stato utilizzato il software StatSoft Statistica 8.0.

Per i parametri tradizionali acquisiti con il metodo virtuale, è stata utilizzata la prima sessione di misure sul virtuale di appartenenza di ciascuna tibia virtualmente ricostruita.

I grafici di tipo *Boxplot* raccolgono parametro per parametro la distribuzione dei valori, distinta per sesso. Alcuni esempi di tali grafici sono riportati di seguito. In un *boxplot* è riportato, distintamente per sesso, relativamente a ciascun parametro, il valore della mediana (valore collocato a metà delle osservazioni), attorno alla quale è costruito il *box*, che copre un intervallo di valori tra il primo e il terzo quartile (25 - 75%). Inoltre è indicato l'intervallo dei non *out-lier*.

Nei parametri 1 (Figura 14 1), 1a, 1 b, 2, relativi alla lunghezza dell'intero osso, i due *box*, ossia quello di sinistra (1) relativo alla misura di tale parametro su individui di sesso maschile e quello di destra (2) relativo ad individui femminili, non sono ben distinti l'uno dall'altro, in quanto vi è un'ampia zona di sovrapposizione. Infatti, se un parametro è significativo nella determinazione del sesso, i due *box* sono ben distinti l'uno dall'altro lungo l'asse verticale. I parametri relativi alla lunghezza della intera tibia non sono molto indicativi.



**Figura 54 1 – Boxplot relativo al parametro 1.**

Tra i parametri generalmente misurati, quelli in cui i *box* sono più distinti sono 3, 6, 10b. In particolare, osservando il grafico relativo alla misura 6, Figura 14 2, si può osservare come il *box* del sesso 2 presenti una distribuzione piuttosto limitata: ciò indica generalmente che i valori si distribuiscono in un intervallo più concentrato, perciò sono più omogenei fra loro (più distinguibili). È pur vero però che, data l'esiguità del campione di sesso femminile, tale ristretto intervallo però può essere attribuito a questa motivazione.

Gli altri parametri tradizionali (MCW, MCL, LCL, LCW, 8, 8 a, 9, 9 a, Crf@foro) presentano *boxplot* non altrettanto indicativi come quelli ora descritti.

Analizzando invece gli altri parametri, quelli introdotti in questo studio e descritti al capitolo precedente, si nota che tra i loro *boxplot* quelli più indicativi di parametro altamente distintivo, in cui i due gruppi presentano valori molto omogenei, vi sono quelli relativi in particolare a Mas, Las, Adist e  $A^{1/3}$  (Figura 14 3).

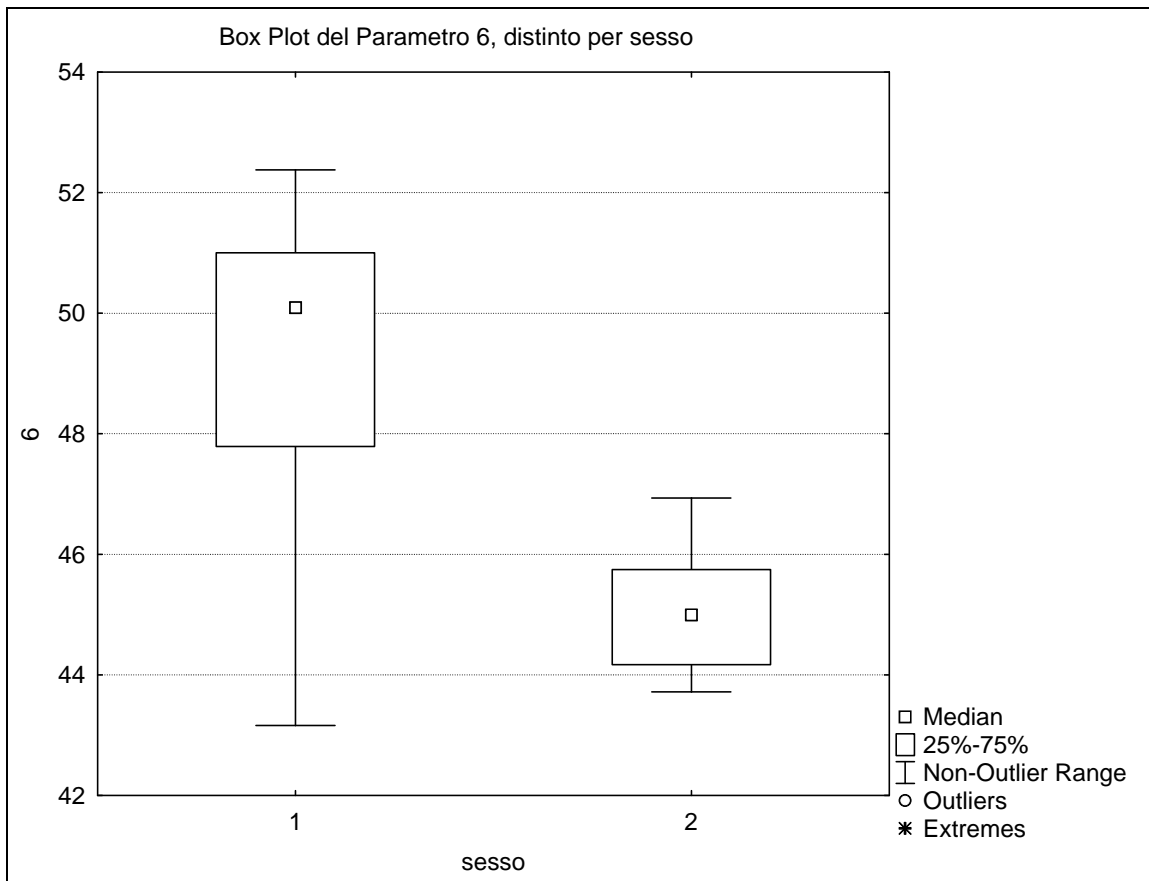


Figura 14 2 – boxplot relativo al parametro 6.

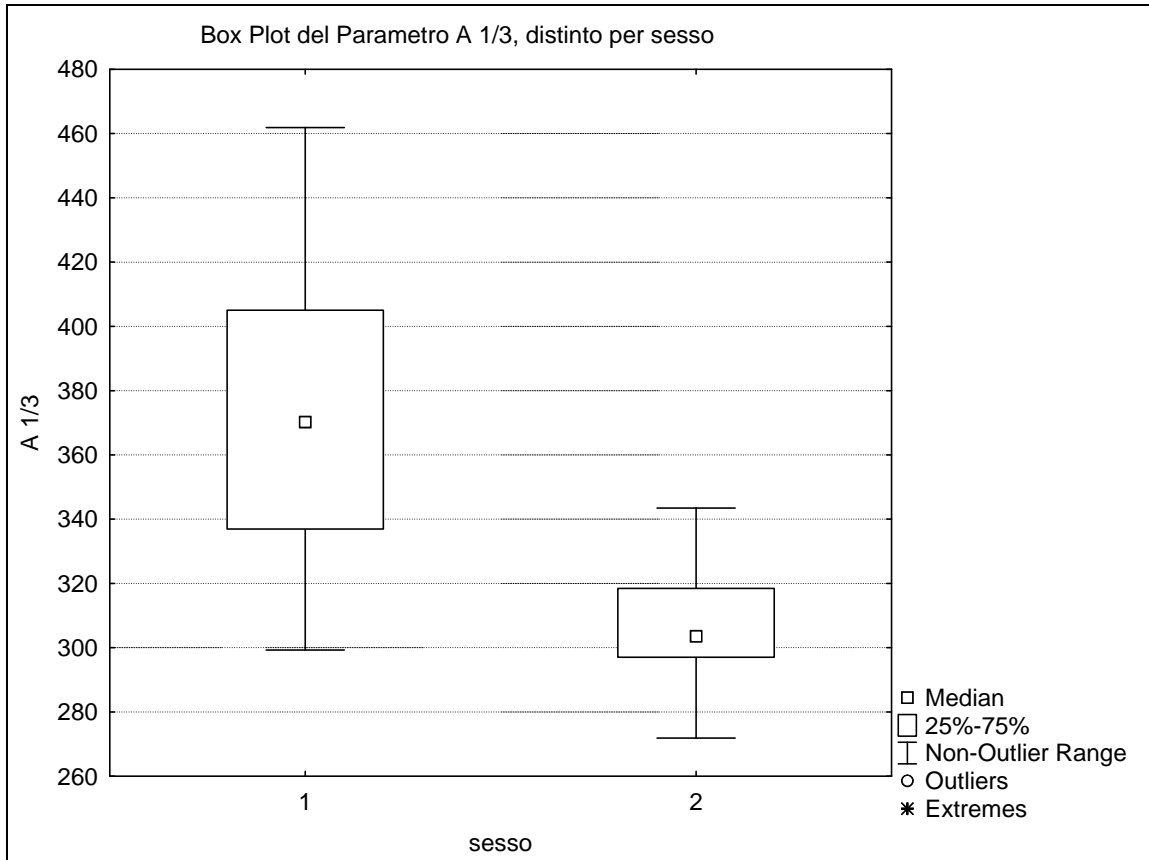


Figura 14 3 – boxplot relativo al parametro A<sup>1/3</sup>.

Nel caso infatti del parametro  $A^{1/3}$ , rappresentato in Figura 14 3, si riconoscono ancora più definitamene quelle caratteristiche che già erano state descritte per la misura 6: i campioni sono piuttosto omogenei, date le dimensioni del *box* e sono ben distinti tra loro. Anche per altre misure, la distinzione è buona, per Mas (con due *outlier*), Las e per Adist.

I *box* sono sovrapposti e poco indicativi per i parametri come  $L_C$ ,  $A_F$ ,  $A^{1/2}$ ,  $V_{prox}$ ,  $ProfM$ ,  $ProfL$ ,  $AlfaP$ ,  $Aprox$ . In alcuni casi, in particolare per  $AlfaP$ , la distribuzione dei valori è ampia: questa può costituire una conferma del fatto che non è un buon parametro per distinguere i due sessi.

Presentano infine una distanza intermedia i parametri  $V_C$ ,  $V_C/L_C$ ,  $V_{dist}$ .

La configurazione dei *boxplot* conferma i risultati dello *Student's t-test*, nel segnalare in particolare i parametri più indicativi, 3, 6, 10b, Mas, Las,  $A^{1/3}$ , A dist, anche se per altri altrettanto significativi non vi è stato riscontro in tali grafici, ossia per  $Crf@foro$ ,  $V_{dist}$ ,  $Aprox$ .

Sono stati quindi realizzati dei grafici di tipo *scatterplot*, combinando fra loro tutti i parametri misurati con il metodo virtuale. Tali grafici sono stati realizzati combinando i parametri più significativi per il *t-test* (3, 6,  $Crf@foro$ , 10b, Mas, Las,  $A^{1/3}$ ,  $V_{dist}$ ,  $Aprox$  e Adist) fra loro e con tutti gli altri parametri: ne consegue che per ciascuna delle misure citate vi è uno *scatterplot* con ognuno degli altri parametri.

Di seguito, dalla Figura 14 4 alla 14 9, sono riportati alcuni, tra i più indicativi oppure più singolari nella conformazione.

Ciò che ci si aspetta da una rappresentazione grafica come quella di uno *scatterplot* è di riconoscere fondamentalmente delle “nuvole di punti”, costituite ciascuna da un diverso gruppo di individui (maschi o femmine) ben distinte fra loro.

Tra i più indicativi, in cui si verifica tale netta separazione, spiccano in particolare quelli relativi al parametro 6 (larghezza dell'epifisi distale) e un esempio è riportato in Figura 14 4, con il parametro 3 (larghezza dell'epifisi prossimale). Si riconosce infatti che il gruppo femminile (sex: 2) è disposto nella parte in basso a sinistra del grafico, mentre il gruppo maschile (sex: 1) nella parte in alto a destra. La separazione è abbastanza netta, ma vi sono alcuni individui maschili che si collocano a metà tra i due gruppi (in corrispondenza dell'ovale), i quali evidentemente presentano caratteristiche intermedie tra i due. Inoltre, si nota due individui maschili collocati in basso a sinistra, pienamente all'interno del gruppo femminile (evidenziati da un quadrilatero). Essi si riferiscono ai campioni # 8 e # 26 del database iniziale, ossia le tibie rispettivamente numero 4843 e 4872, che sono però di sesso maschile secondo le indicazioni anagrafiche riportate anche in Milanese 1968.

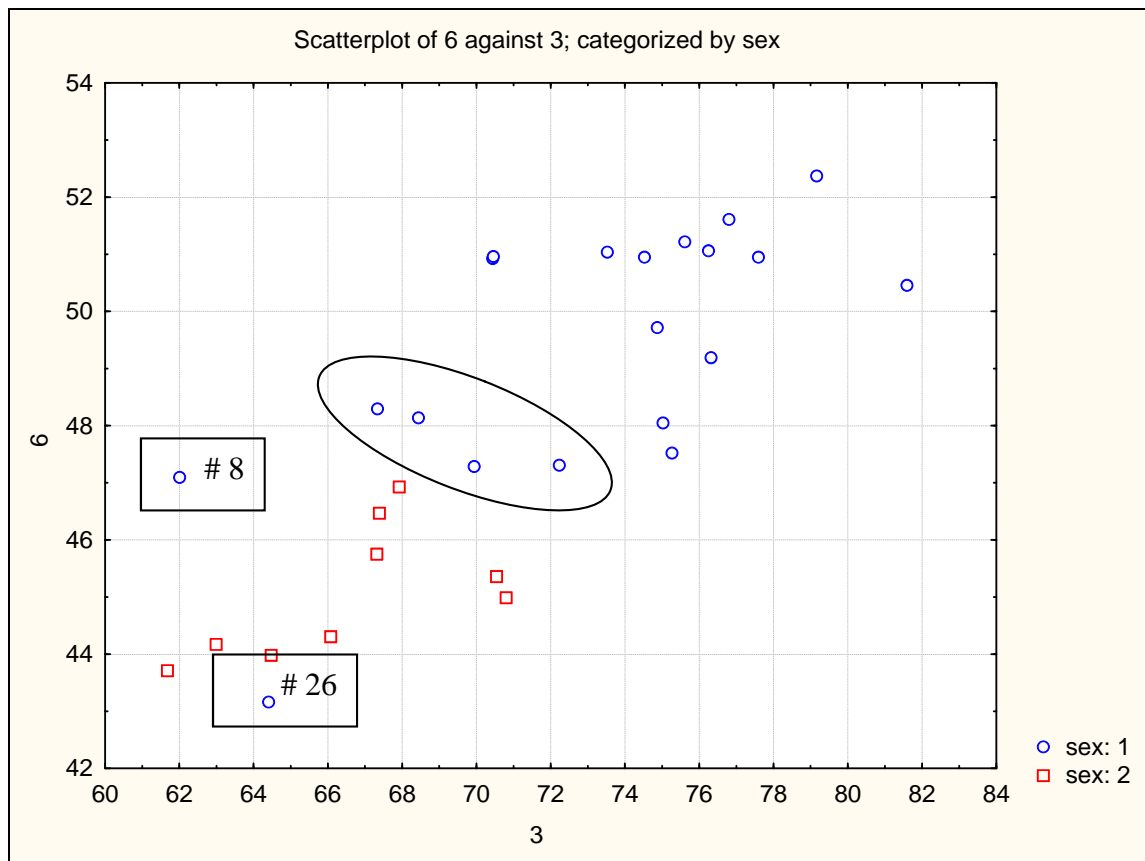


Figura 14.4 – *scatterplot* per i parametri 6 e 3.

Il grafico in Figura 14.5, relativo ai parametri 6 e MCW è alquanto indicativo perché i due gruppi sono ben distinti, ma anche qui figurano due individui maschili pienamente nel gruppo femminile, gli stessi riportati anche nel precedente.

Il grafico che in assoluto tra tutti presenta la migliore distinzione tra i due gruppi è quello riportato in Figura 14.6, che illustra la combinazione tra 6 e Las. Come si può notare, in questo caso vi è solo un individuo maschile nel gruppo di sesso 2, ossia il # 26. L'8 in questo caso è spostato molto al di sopra e rientra appieno nel gruppo di sesso 1. In tutti gli altri *scatterplot* queste due tibie sono poste nella parte relativa al sesso femminile, a parte in questo.

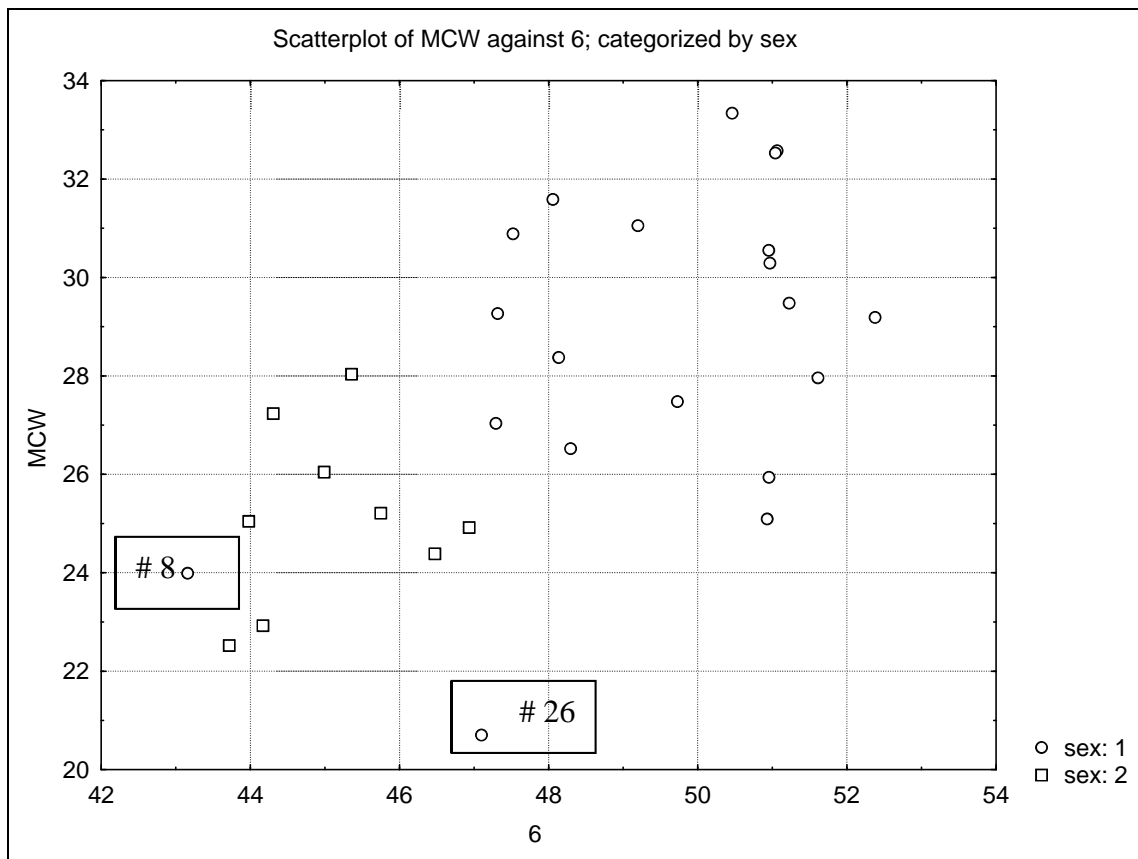


Figura 14 5 – scatterplot di MCW e 6.

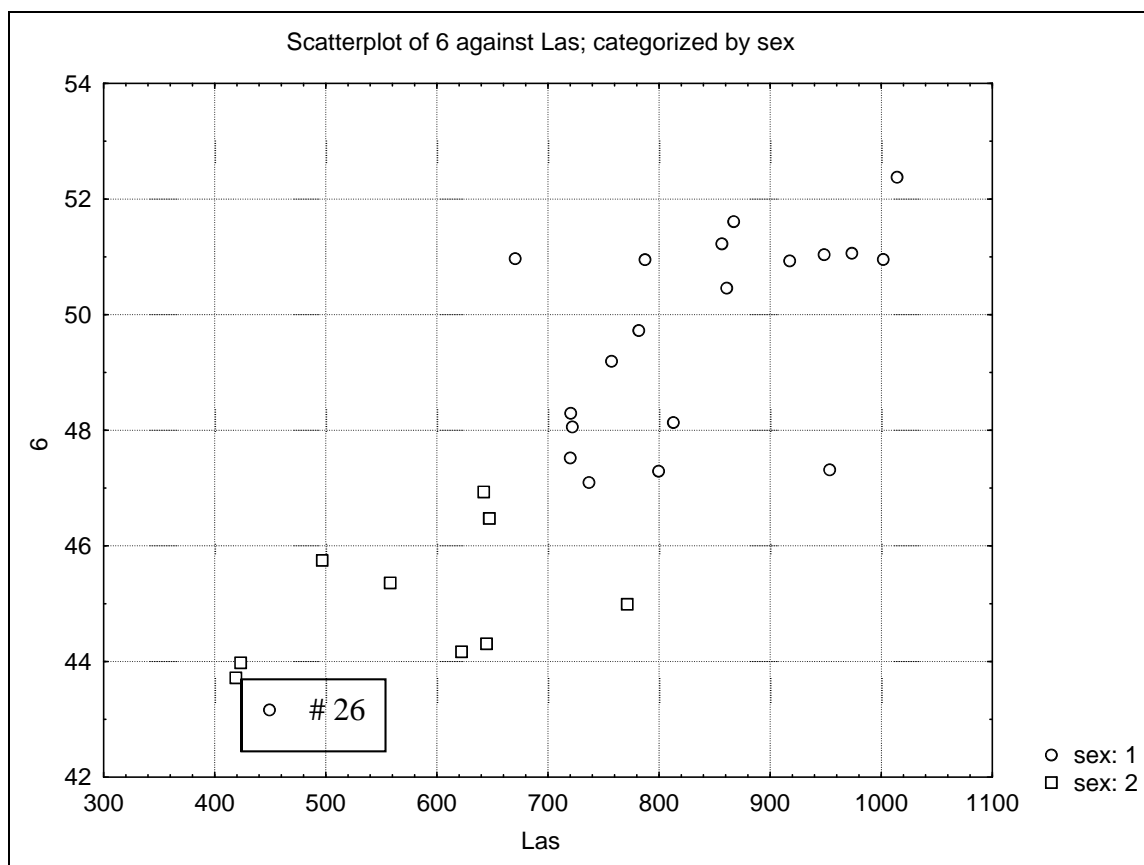
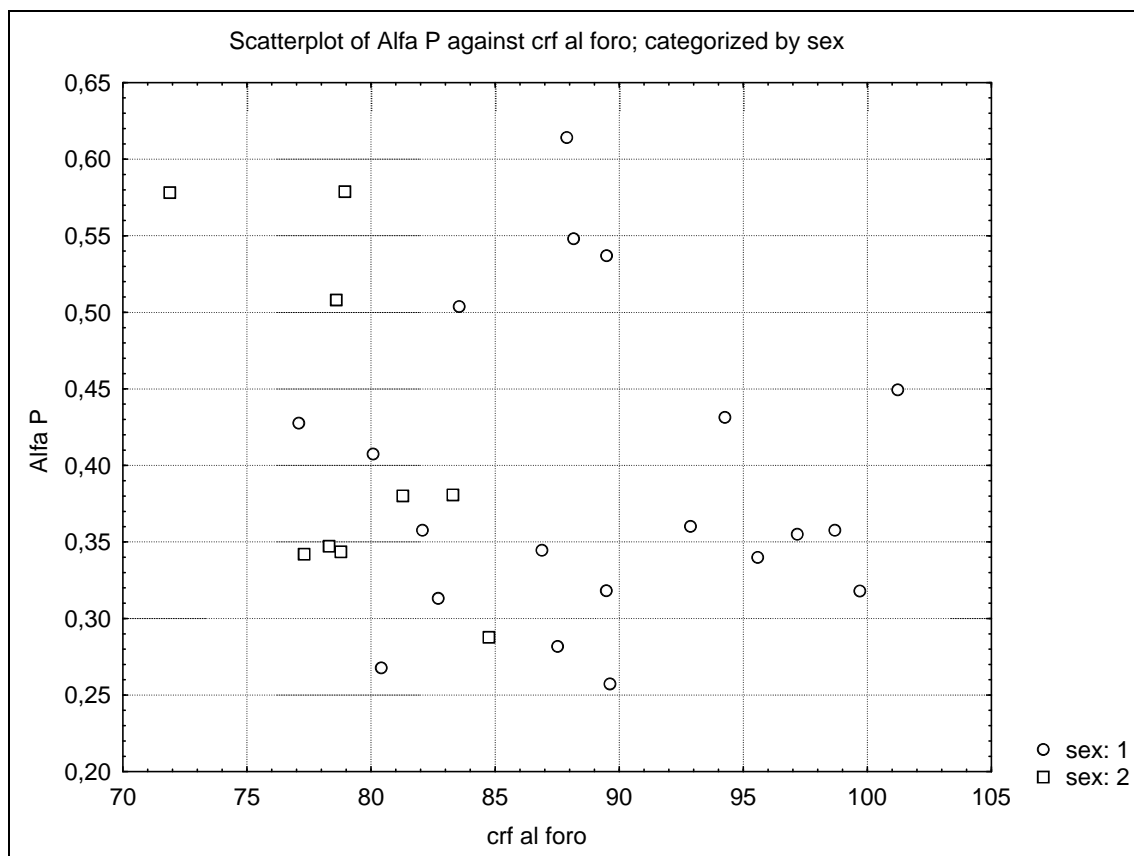


Figura 14 6 – scatterplot di 6 e Las.





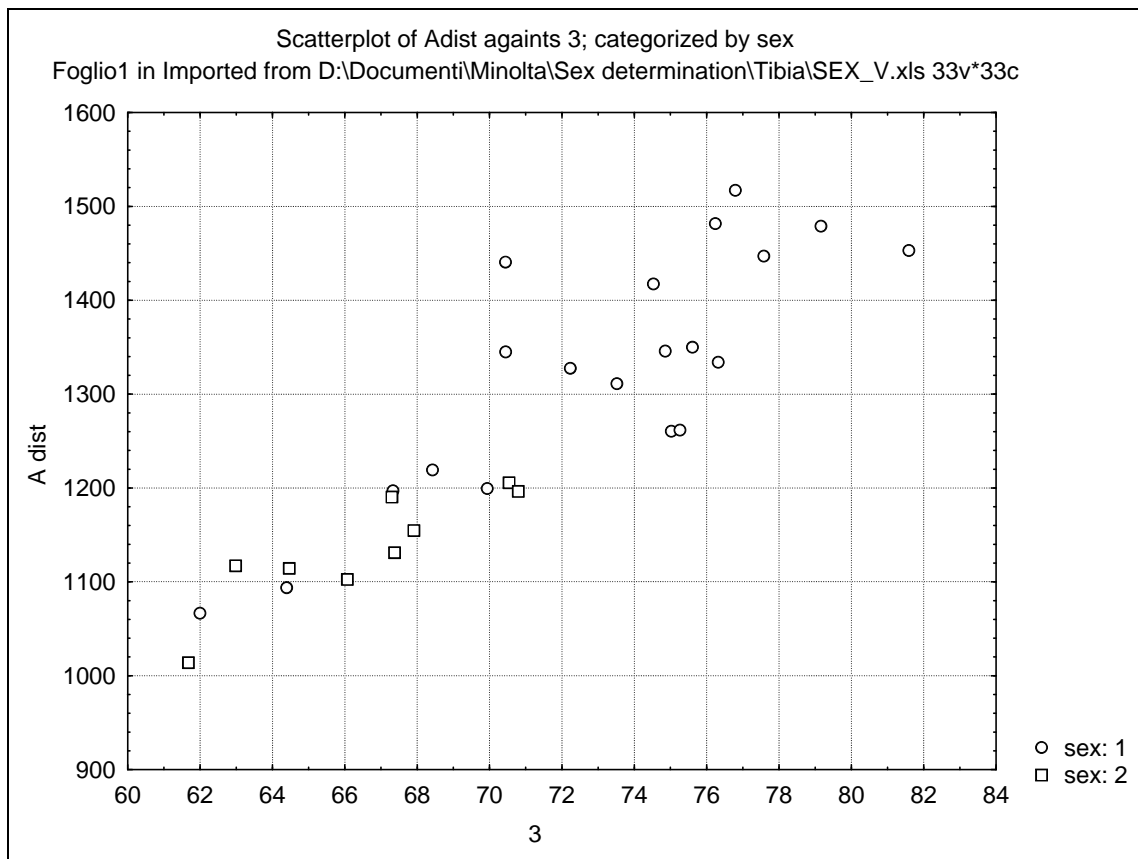
**Figura 14 7 – scatterplot per i parametri AlfaP e Crf@foro.**

Alcuni parametri hanno fornito, in combinazione a misure non indicative ai fini del presente studio, grafici altamente disordinati e non leggibili: in Figura 14 7 l'esempio riportato è utile per visualizzare un esempio di risultato negativo di questa visualizzazione. Era già emerso che il parametro AlfaP non fosse discriminante per il sesso.

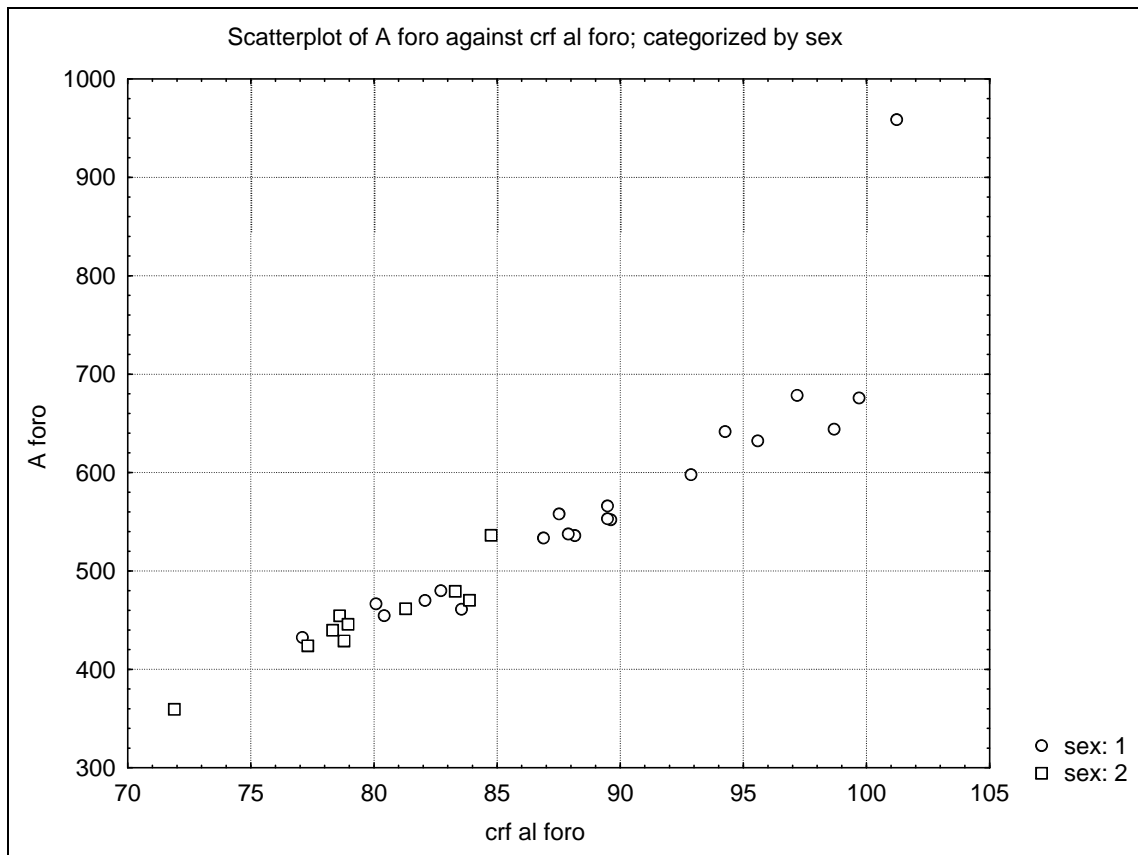
Nei grafici alle Figure 14 5 e 14 6, è stato illustrato che tra le combinazioni più indicative vi sono quelle tra il parametro 6 e quelle misure interessanti le superfici articolari, ossia MCW e Las: ciò è valido per tutte quelle combinazioni che vedono MCW, LCW, Mas e Las e i parametri altamente significativi 3 e 6.

Vedendo le considerazioni della letteratura, già riportate in questa ricerca, sulla maggiore significatività delle misure interessanti lo sviluppo nel senso della circonferenza dell'osso (piuttosto che la sua lunghezza), era stato ipotizzato che anche in uno *scatterplot* ciò emergesse, visto il numero di parametri introdotti in questo studio che interessano la sezione della tibia. In realtà, gli *scatterplot* ottenuti non sono esattamente così significativi come quelli alle Figure 14 4 – 14 6. Un esempio di ciò è riportato in Figura 14 8, relativamente ai parametri 3 e Adist.

Si osserva che la distinzione è netta tra i due sessi, ma vi sono moltissimi individui maschili presenti nel gruppo femminile, non figurano unicamente i campioni #8 e #26 in questo caso.



**Figura 14 8 – scatterplot di Adist e 3.**



**Figura 14 9 – scatterplot dei parametri A<sub>F</sub> e Crf@foro.**

Per questo motivo si ritiene che un tal risultato sia meno indicativo di quelli riportati precedentemente (ad esempio, 14 5).

Infine, vi sono alcuni grafici piuttosto interessanti (vedi Figura 14 9) in cui la disposizione dei dati segue la bisettrice del quadrante del grafico: anche se limitatamente indicativi, è da notare che essi sono stati generati dalla combinazione nello *scatterplot* di parametri come  $A_F$  e  $Crf@foro$ , che insistono entrambi sul foro, e da  $A_{1/3}$  e  $10b$ , che insistono entrambi sul perimetro del terzo distale.

Dall'analisi di *boxplot* e *scatterplot*, emerge che i parametri più significativi in comune tra tutti questi studi sono fondamentalmente 3, 6 (a conferma di quanto già affermato in letteratura) e Mas, Las (tra i parametri di nuova introduzione in questa ricerca).

Il *dataset* V (misurazioni sul virtuale) è stato importato nell'ambiente e ne è stato effettuato lo *Student's t-test*, i cui risultati sono indicati, distintamente tra maschi e femmine, nelle Tabelle 14 1 e 14 2.

<i>Parametri</i>	<i>N</i>	<i>Maschi</i>				
		<i>Media</i>	<i>SD</i>	<i>Range</i>	<i>CV</i>	<i>p</i>
1	20	350,427	23,609	86,461	6,737	0,160
1a	20	361,917	25,725	89,849	7,108	0,090
1b	20	348,440	25,450	89,223	7,304	0,093
2	20	338,142	24,780	84,097	7,328	0,186
3	20	73,084	4,930	19,592	6,745	0,001
MCW	20	28,692	3,191	12,632	11,120	0,004
MCL	20	39,827	4,088	17,115	10,265	0,008
LCL	20	35,249	3,921	14,972	11,125	0,004
LCW	20	30,479	3,082	14,720	10,113	0,002
6	20	49,369	2,231	9,217	4,519	0,000
8	20	25,982	2,035	6,927	7,831	0,004
8a	20	30,451	2,333	9,181	7,660	0,005
9	20	23,351	2,316	7,917	9,918	0,026
9a	20	26,494	3,073	11,887	11,597	0,004
crf@foro	20	89,226	7,003	24,141	7,848	0,000
10b	20	71,482	4,776	15,787	6,681	0,000
Mas	20	893,982	148,917	705,844	16,658	0,001
Las	20	817,619	135,059	565,041	16,519	0,000
VC	20	58166,711	16472,620	67767,642	28,320	0,005
LC	20	128,840	17,285	67,820	13,416	0,051
VC/LC	20	446,402	80,565	273,4722	18,048	0,002
A foro	20	571,467	118,410	526,111	20,720	0,004
A 1/2	20	447,305	109,139	482,842	24,399	0,012
A 1/3	20	377,821	52,031	162,592	13,771	0,000
V prox	20	140609,941	27810,719	97859,97	19,779	0,007
V dist	20	70382,225	10995,653	40460,755	15,623	0,001
Prof M	20	1,721	0,399	1,593	23,191	0,143
Prof L	20	0,672	0,404	1,282	60,127	0,017
AlfaP	20	0,390	0,099	0,357	25,406	0,520
A prox	20	2810,783	377,417	1472,294	13,427	0,001
A dist	20	1327,382	128,096	450,531	9,650	0,000

**Tabella 14 1 – Statistica univariata per i parametri antropometrici su individui maschili del campione.**

Sono riportati, per ogni parametro misurato, la dimensione del campione di indagine (*N*), il valor medio calcolato (*Media*, mm<sup>8</sup>), la deviazione standard (*SD*, mm), l'ampiezza dell'intervallo rilevato o campo di variazione (*Range*, mm), il Coefficiente di Variazione (*CV*, %), il valore di *p* (*p*).

<i>Femmine</i>					
<i>Parametri</i>	<i>N</i>	<i>Media</i>	<i>SD</i>	<i>Range</i>	<i>CV</i>
1	9	337,694	17,363	51,883	5,142
1a	10	346,014	17,318	52,584	5,005
1b	10	332,820	17,476	53,267	5,251
2	9	325,523	18,869	57,735	5,797
3	9	66,569	3,123	9,114	4,691
MCW	10	25,285	1,754	5,510	6,938
MCL	10	35,686	2,975	9,975	8,336
LCL	9	30,205	4,065	11,956	13,457
LCW	9	26,337	2,522	7,784	9,577
6	9	45,076	1,141	3,217	2,531
8	10	23,521	1,967	6,408	8,362
8a	10	27,608	2,498	9,282	9,047
9	10	21,385	1,782	5,788	8,333
9a	10	23,057	2,144	6,742	9,297
Crf@foro	10	79,708	3,797	12,863	4,763
10b	10	64,815	2,216	6,915	3,418
Mas	10	709,974	81,085	239,927	11,421
Las	9	580,507	116,648	352,276	20,094
V <sub>C</sub>	10	41870,406	4557,934	16214,360	10,886
L <sub>C</sub>	10	117,039	7,994	24,815	6,831
VC/LC	10	357,264	23,315	87,477	6,526
A foro	10	449,957	45,129	176,958	10,030
A 1/2	10	353,261	23,416	79,367	6,629
A 1/3	10	307,346	21,177	71,614	6,890
Vprox	10	114052,391	10660,236	27825,237	9,347
Vdist	10	56639,428	4557,180	13022,664	8,046
Prof M	10	1,513	0,244	0,720	16,137
Prof L	9	0,295	0,277	0,683	93,870
AlfaP	9	0,416	0,109	0,291	26,279
A prox	9	2234,130	356,468	1039,614	15,956
A dist	9	1136,265	59,906	191,747	5,272

**Tabella 14 2 – Statistica univariata per i parametri antropometrici su individui femminili del campione.**

Lo *Student's t-test* ha infatti fornito per ogni parametro antropometrico misurato un valore di *p* (*p value*), che esprime la probabilità che i campioni provengano da una stessa popolazione (maschio o femmina) secondo quel determinato parametro: al diminuire del *p-value* cresce la probabilità che i campioni siano estratti da popolazioni diverse. Per questo motivo, le misure più significative, che hanno alto poter discriminante, presentano un *p-value* molto basso.

Dall'analisi univariata effettuata, emerge che tra i parametri meno indicativi del sesso sono compresi 1 (lunghezza totale), 1a (lunghezza massima), 1b (lunghezza della tibia), 2 (lunghezza fisiologica), relativamente a quelli tradizionali dell'antropometria scheletrica,

<sup>8</sup> Per A foro, A 1/2, A 1/3, A prox e A dist (superfici) l'unità di misura è mm<sup>2</sup>; per V<sub>C</sub>, V prox e V dist (volumi) è mm<sup>3</sup>; per AlfaP è il radiante rad.

mentre, tra quelli introdotti nel presente studio,  $L_C$  (lunghezza del volume centrale), ProfM (Profondità della superficie articolare mediale) e AlfaP (angolo tra i vettori uscenti dalle due superfici articolari). Si noti che i primi cinque citati sono relativi a misure di lunghezza: come già enunciato in precedenza, parametri che descrivono tale grandezza non sono così significativi ai fini della distinzione del sesso, differentemente dai parametri che misurano la circonferenza dell'osso (Iskan, Miller Shaivitz 1984 a, b).

La misura AlfaP, che indica la divergenza sul piano dell'epifisi prossimale delle due superfici articolari, non sembra essere molto indicativo ai fini della differenziazione tra maschi e femmine. Ciò può essere spiegato assumendo che vi possa essere una certa "stabilità" di tale angolo, ossia di tale divergenza, così da permettere la funzionalità dell'articolazione. Per questo motivo potrebbe trattarsi di un valore che cambia con la postura dell'intero organismo piuttosto che con il sesso dell'individuo.

Il parametro ProfM risulta invece piuttosto singolare per la sua non-indicatività ( $p = 0.143$ ), per il fatto che il corrispondente ProfL, relativo alla profondità del punto centrale calcolato della superficie articolare laterale, è invece più indicativo ( $p = 0.17$ ).

Tra i parametri il cui confronto evidenzia differenze significativamente diverse, risultano 3 (larghezza dell'epifisi prossimale), 6 (larghezza dell'epifisi distale), Crf@foro (circonferenza al foro), 10b (circonferenza a un terzo dello sviluppo), mentre tra le misure introdotte in questa ricerca Mas (area della superficie articolare mediale), Las (area della superficie articolare laterale),  $A_{1/3}$  (area della sezione a un terzo dello sviluppo), Vdist (volume del terzo distale), Aprox (area della sezione prossimale), Adist (area della sezione distale): tutte le misure qui elencate presentano valori di  $p$  compresi tra 0 e 0.001. Da questa lettura, risulta ancora una volta confermato che la circonferenza di un osso è fortemente indicativa del dimorfismo sessuale. È pur vero che sulla base di questo assunto, ci si aspetterebbe tutti i nuovi parametri relativi all'area e al volume delle varie sezioni fossero compresi in questo elenco: tuttavia essi (VC, VC/LC, A foro,  $A_{1/2}$ , V prox) presentano valori di  $p$  ancora significativi, compresi tra 0.002 e 0.012.

Nella fascia di valori di  $p$  tra 0.001 e 0.01, sono compresi i parametri tradizionali che descrivono le superfici articolari (MCW, MCL, LCW, LCL), relativi al foro nutritizio, i diametri antero-posteriore e trasverso al foro (8a, 9a), come anche l'area della sezione della diafisi all'altezza del foro  $A_F$ . Inoltre, in tale *range* figurano anche il diametro antero-posteriore a metà altezza (8), il volume centrale  $V_C$ , l'area della sezione media calcolata  $V_C/L_C$ , infine il volume prossimale  $V_{prox}$ .

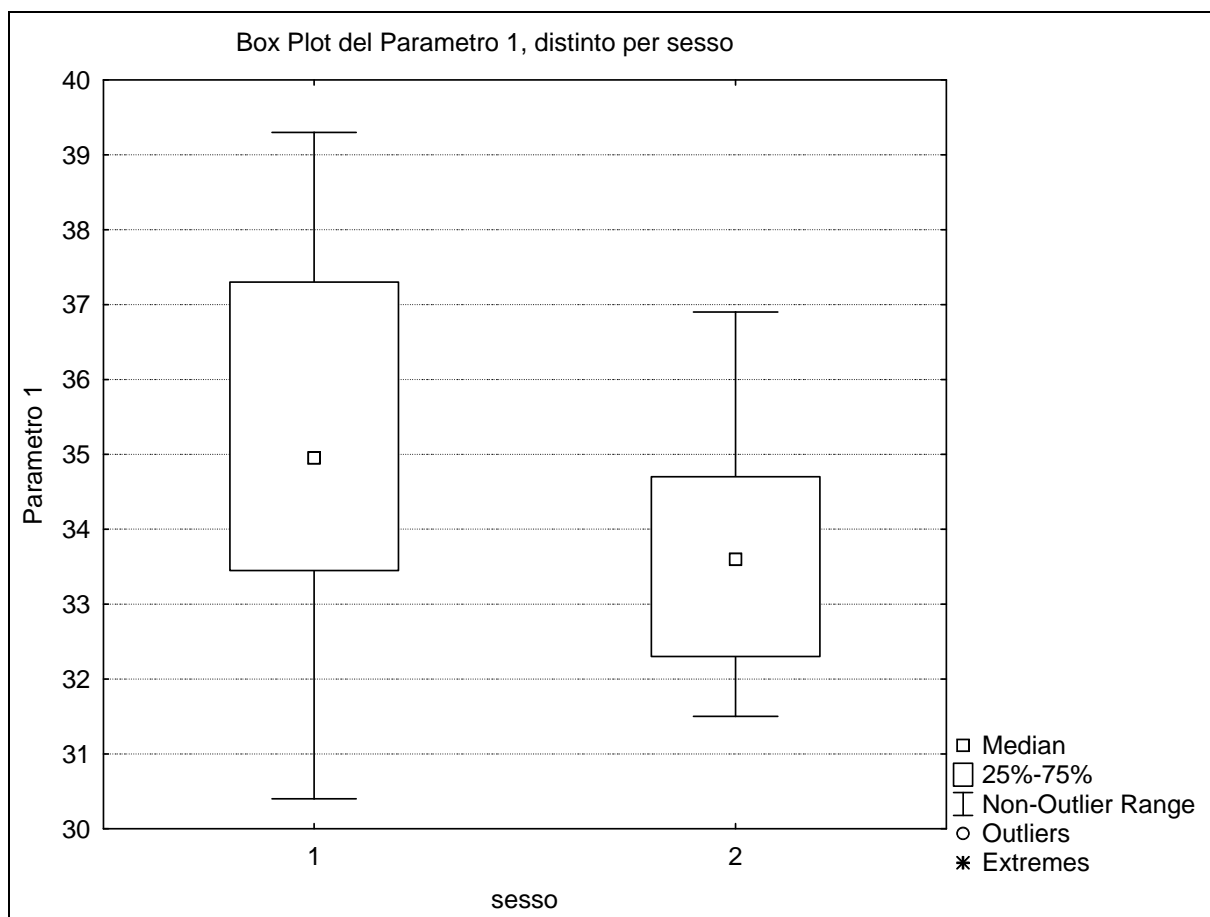
Vi è infine un'ultima classe, che comprende quei parametri che sono poco meno indicativi del *range* appena descritto, ma molto più indicativi rispetto a quelli con  $p$  superiore a 0.05, ossia 9 (diametro trasverso a metà altezza),  $A_{1/2}$  e ProfL, con valori di  $p$  compresi tra 0.12 e 0.26.

Da tali risultati, si è notato come le estremità della tibia siano più indicative di dimorfismo sessuale rispetto alla diafisi: sull'epifisi insistono 3, Mas, Las (prossimale) e 6 (distale); sulla parte prossimale (dall'eminanza intercondiloidea sino al foro), si riscontrano Crf@foro, A prox; sulla parte distale (dal malleolo mediale sino al terzo dello sviluppo) si hanno invece 10b (parallelamente a Crf@foro), A dist (al pari di Aprox), A 1/3, V dist. Se si eccettuano da quest'analisi le epifisi, emerge che la parte dove il dimorfismo sessuale risulta più marcato risulta essere il terzo distale (con 4 parametri antropometrici significativi contro 2 per la parte prossimale).

Se si considera nelle Tabelle 14 1 e 14 2 le colonne corrispondenti a Media e SD, è possibile riscontrare come in tutti i casi (eccezion fatta per AlfaP) il valore medio per i maschi sia maggiore del valore medio per le femmine: ciò indica che nel campione qui riportato gli uomini sono mediamente più grandi in tutte le direzioni. Inoltre, essi presentano un *range* maggiore che nelle femmine in tutti i casi, a parte LCL, 8a, ProfM. Ciò potrebbe indicare che essi sono più vari, ma è pur vero che il campione, soprattutto per le donne, è piuttosto ristretto (10 tibie misurate) per cui il *range* in questo caso potrebbe essere ridotto rispetto agli uomini proprio perché vi è un minor numero di casi.

Le stesse analisi statistiche affrontate per il dataset delle misure virtuali sono state effettuate anche sulla prima sessione di misure estratte tramite il metodo tradizionale. In questo modo, è stato possibile effettuare un confronto tra i due set di dati e i risultati statistici prodotti (Tabelle 14 3, 14 4).

All'interno dell'analisi statistica univariata sono stati realizzati anche dei grafici di tipo *Boxplot*, che raccolgono parametro per parametro la distribuzione dei valori, distinta per sesso. Alcuni esempi di tali grafici sono riportati alle Figure 14 10 e 14 11.



**Figura 14 10 – boxplot relativo al parametro 1.**

Il *boxplot* del parametro 1, Figura 14 10, illustra con chiarezza il fatto che tale misura non sia significativa ai fini della determinazione del sesso, vista l'ampia sovrapposizione laterale dei due *box*.

Se il grafico viene confrontato con quello alla Figura 14 1, relativa al metodo virtuale, si può notare da subito una certa somiglianza, derivante innanzi tutto dal fatto che i *box* afferenti allo stesso sesso hanno la stessa ampiezza di distribuzione e inoltre dal fatto che essi sono pienamente sovrapposti.

Medesime considerazioni valgono anche per gli altri parametri relativi alla lunghezza dell'intera tibia, 1a, 1b, 2.

Anche per il parametro 3, si nota una certa distinzione.

Poco significativi invece sono i risultati per i *boxplot* per MCW, MCL, LCL, LCW, 8, 8a e 9, al pari dei corrispondenti con il metodo virtuale.

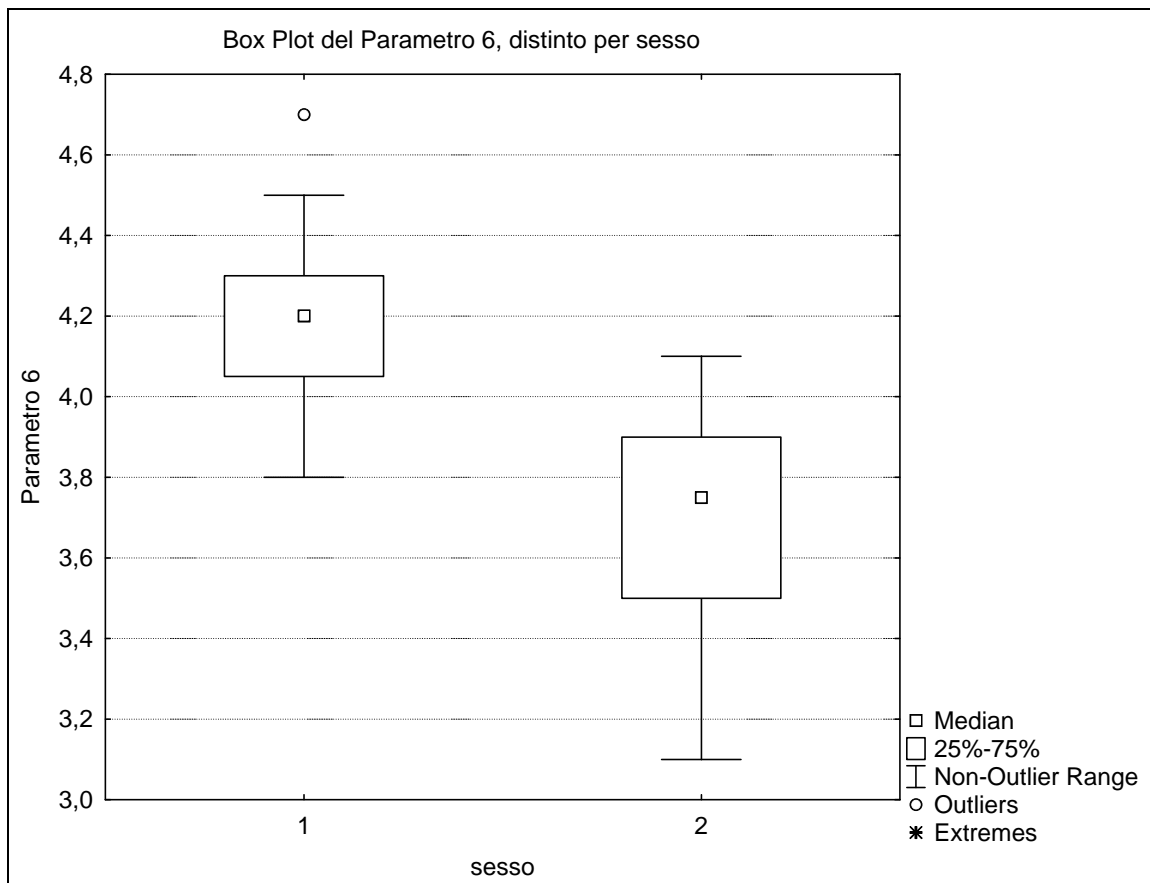


Figura 14 11 – *boxplot* relativo al parametro 6.

Nel grafico in Figura 14 11, è molto evidente la netta distinzione tra individui dei due sessi sulla base del parametro 6, un parametro che anche la letteratura considera tra i più significativi in assoluto. Il fatto che il *box* relativo agli individui maschili (sesso = 1) presenti una distribuzione limitata è una conferma dell'omogeneità nella distribuzione di tale parametro in questo sesso, ma in parte il ragionamento è valido anche per le femmine, dato che anche in tal caso l'intervallo è molto ristretto. Nel confrontarlo con il relativo grafico *boxplot* ottenuto dalle misure effettuate con il metodo virtuale, si nota che qui gli individui di sesso femminile (sesso = 2) presentano un *box* maggiormente allungato, viceversa per i maschi. La distanza longitudinale tra i *box* è però sempre attorno ai 2 mm circa.

Infine altri parametri hanno *boxplot* piuttosto indicativi: 9a (con circa 1 mm), Crf@foro e 10b (2 mm entrambi).

Pertanto in tale analisi, i più indicativi risultano 3, 6, 9a, Crf@foro, 10b.

Comparando le tabelle riportate, emerge che i parametri meno indicativi, *ad hoc* segnalati dal *t-test*, sono con ognuno dei due metodi quelli relativi alle lunghezze con *p-value* paragonabili, il parametro 1 (con T 0.138, con V 0.160), il parametro 1a (con T 0.110, con V 0.090), il parametro 1b (con T 0.090, con V 0.093), il parametro 2 (con T 0.136, con V 0.186).



Parametri	Maschi_T						Maschi_V					
	N	Media	SD	Range	CV	p	N	Media	SD	Range	CV	p
1	20	353,0	25,7	89,0	7,3	0,138	20	350,427	23,609	86,461	6,737	0,160
1a	20	350,9	25,3	89,0	7,2	0,110	20	361,917	25,725	89,849	7,108	0,090
1b	20	360,6	25,7	93,0	7,1	0,090	20	348,440	25,450	89,223	7,304	0,093
2	20	336,9	24,6	85,0	7,3	0,136	20	338,142	24,780	84,097	7,328	0,186
3	20	68,0	4,8	19,0	7,1	0,001	20	73,084	4,930	19,592	6,745	0,001
MCW	20	28,0	3,2	12,0	11,4	0,022	20	28,692	3,191	12,632	11,120	0,004
MCL	20	40,4	5,4	20,0	13,4	0,016	20	39,827	4,088	17,115	10,265	0,008
LCL	20	34,8	3,0	11,0	8,6	0,012	20	35,249	3,921	14,972	11,125	0,004
LCW	20	28,8	2,7	14,0	9,2	0,001	20	30,479	3,082	14,720	10,113	0,002
6	20	42,1	2,4	9,0	5,7	0,000	20	49,369	2,231	9,217	4,519	0,000
8	20	25,3	2,5	9,0	9,8	0,002	20	25,982	2,035	6,927	7,831	0,004
8a	20	28,9	3,3	11,0	11,5	0,019	20	30,451	2,333	9,181	7,660	0,005
9	20	18,4	1,9	8,0	10,2	0,000	20	23,351	2,316	7,917	9,918	0,026
9a	20	20,4	1,9	7,0	9,2	0,000	20	26,494	3,073	11,887	11,597	0,004
crf@foro	20	88,3	8,2	30,0	9,2	0,007	20	89,226	7,003	24,141	7,848	0,000
10b	20	73,2	5,0	18,0	6,9	0,000	20	71,482	4,776	15,787	6,681	0,000

Tabella 14 3 – Confronto tra la statistica univariata per i parametri antropometrici su individui maschili del campione effettuata sul *dataset* acquisito con il metodo tradizionale (sinistra) e quello con il metodo sul virtuale (destra).

Parametri	Femmine_T					Femmine_V				
	N	Media	SD	Range	CV	N	Media	SD	Range	CV
1	9	338,4	18,3	54,0	5,4	9	337,7	17,363	51,883	5,142
1a	10	335,9	19,0	58,0	5,7	10	346,0	17,318	52,584	5,005
1b	10	344,8	17,2	51,0	5,0	10	332,8	17,476	53,267	5,251
2	10	323,3	18,7	59,0	5,8	9	325,5	18,869	57,735	5,797
3	9	61,0	4,2	14,0	6,9	9	66,6	3,123	9,114	4,691
MCW	10	25,1	2,7	9,0	10,9	10	25,3	1,754	5,510	6,938
MCL	10	35,8	2,3	6,0	6,4	10	35,7	2,975	9,975	8,336
LCL	8	31,4	3,1	8,0	9,8	9	30,2	4,065	11,956	13,457
LCW	9	25,3	1,4	4,0	5,6	9	26,3	2,522	7,784	9,577
6	10	37,0	3,1	10,0	8,3	9	45,1	1,141	3,217	2,531
8	10	22,5	1,3	4,0	5,6	10	23,5	1,967	6,408	8,363
8a	10	26,1	1,7	5,0	6,6	10	27,6	2,498	9,282	9,047
9	10	15,9	1,1	3,0	6,9	10	21,4	1,782	5,788	8,333
9a	10	17,4	1,3	3,0	7,3	10	23,1	2,144	6,742	9,297
crf@foro	10	80,3	4,0	14,0	5,0	10	79,7	3,797	12,863	4,763
10b	10	66,1	2,5	8,0	3,7	10	64,8	2,216	6,915	3,419

Tabella 14 4 – Confronto tra la statistica univariata per i parametri antropometrici su individui maschili del campione effettuata sul *dataset* acquisito con il metodo tradizionale (sinistra) e quello con il metodo sul virtuale (destra).

Tra quelli invece più significativi, con  $p\text{-value} \leq 0.001$ , quanto al metodo tradizionale sono compresi 3 (larghezza dell'epifisi prossimale), 6 (larghezza dell'epifisi distale), 10b (circonferenza a un terzo dello sviluppo), LCW (larghezza della superficie articolare laterale), 9 (diametro trasverso a metà altezza), 9a (diametro trasverso al foro). I primi tre (3, 6, 10b) sono attestati in questo primo *range* anche con il metodo sul virtuale; il parametro LCW con questa seconda metodologia presenta un *p-value* di poco superiore (0.002), come anche 9a, che rientra nel *range* superiore, con un valore di 0.004. Invece, il parametro 9 con il metodo V ha  $p = 0.026$ , un ordine di grandezza superiore al valore calcolato per il metodo T.

Nel *range* di  $p$  compreso tra 0.002 e 0.005, con il metodo tradizionale è compreso solamente 8 (diametro antero-posteriore a metà altezza), come anche con il metodo sul virtuale, dove però figurano, come già illustrato, anche LCW, 8a, 9a. Inoltre, vi sono anche MCW e LCL, relativi ad altre dimensioni delle superfici articolari.

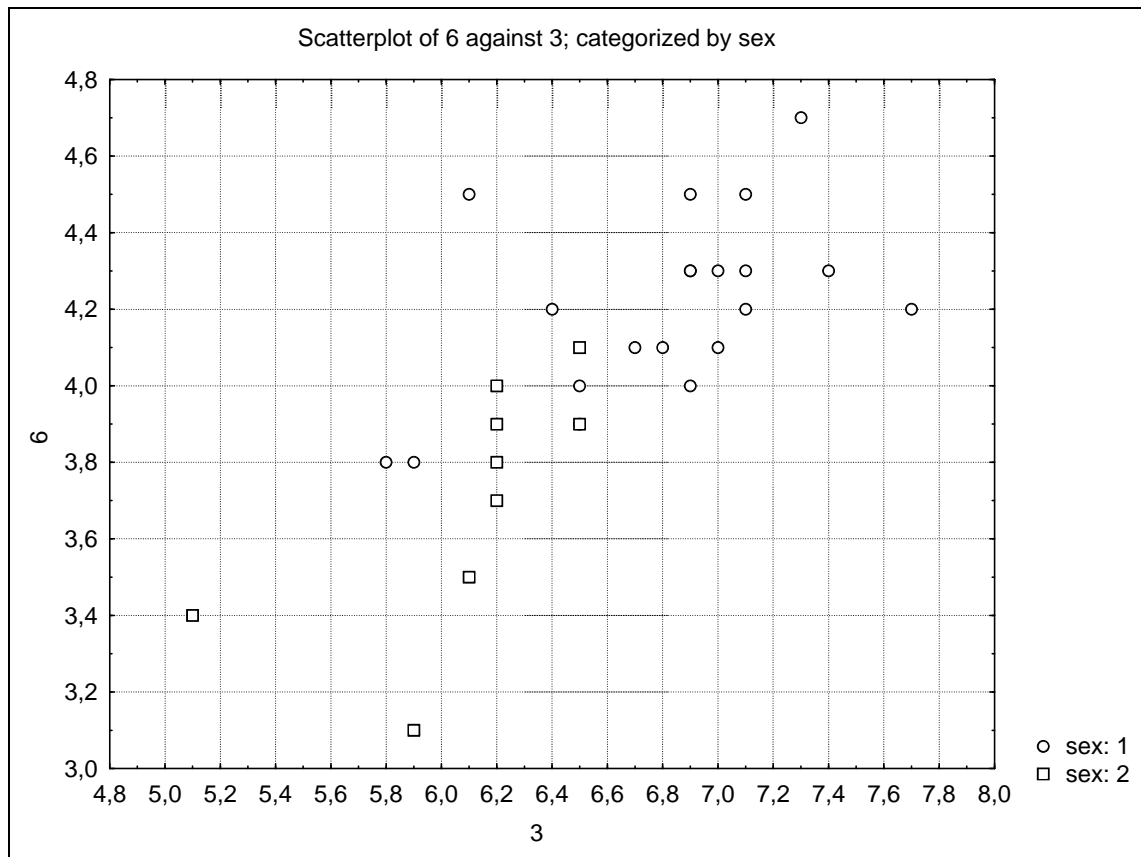
Infine, nella classe con  $p \leq 0.010$ , è incluso Crf@foro (mentre, in V, 9), che nella metodologia sul virtuale rientra invece tra i parametri maggiormente indicativi.

Queste difformità, in particolare per l'ultimo parametro illustrato, sono da ascrivere probabilmente al fatto che metodi diversi misurano grandezze diverse: tra i due metodi sono misurate grandezze differenti quindi differenzialmente significative ai fini della determinazione del sesso.

Confrontando le due tabelle, è possibile desumere altre informazioni, a conferma delle considerazioni già effettuate in merito alla consistenza tra i due metodi. Si può notare come il valore medio tra i due metodi non sia lo stesso: ciò va ricollegato alle considerazioni già viste al capitolo precedente sulle differenze tra i valori ottenuti dalle misure con i due diversi metodi. Ciò si riflette anche nella deviazione standard, nel coefficiente di variazione e nell'ampiezza del *range*. Quel che conta però ai fini del *t-test* qui presentato è il *p value*: da questo punto di vista, vi è una certa consistenza nei risultati statistici ottenuti dai due metodi.

Anche per i dati estratti con metodologia tradizionale sono stati realizzati dei grafici di tipo *scatterplot*: alcuni esempi esplicativi sono riportati di seguito dalla Figura 14 12 in poi.

Gli *scatterplot* sono stati realizzati per tutti quei parametri che lo *Student's t-test* aveva identificato come maggiormente indicativi, ossia 3, LCW, 6, 9, 9a, 10b.

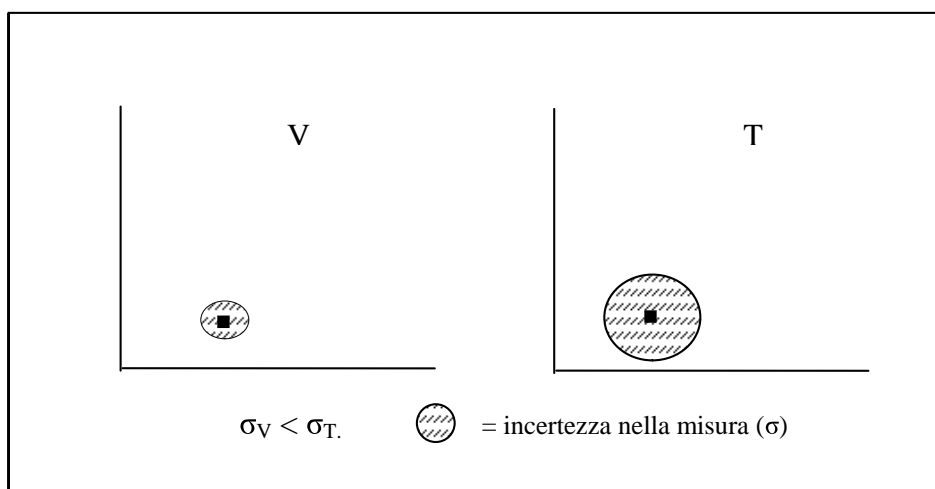


**Figura 14 12 – scatterplot per i parametri 6 e 3.**

Generalmente, la separazione dei due gruppi negli *scatterplot* realizzati dal dataset di misure tradizionali si presenta meno definita e netta rispetto a quella riscontrata nei corrispondenti grafici costruiti per i dati dalle misure virtuali. Ciò è forse da ascrivere al fatto che nel secondo caso la ripetibilità è molto maggiore pertanto l'incertezza su ogni singola misura è minore: anche se nei dati iniziali è stata utilizzata solo la prima sessione di misura, essendo a conoscenza della ripetibilità che caratterizza ognuno dei due metodi, la posizione che un singolo dato in uno *scatterplot* (ma un simile ragionamento vale anche per un *boxplot*) occupa è meno incerta di quella che un dato estratto con metodologia tradizionale occupa nel grafico. In questo secondo caso, l'incertezza (a volte anche superiore al millimetro) potrebbe essere tale da “spostare” un singolo dato da un gruppo a un altro (Figura 14 13). Infatti, alla Tabella 12 9, pagina 129, sono state valutate e comparate l'incertezza e la ripetibilità nella misura di ogni parametro con entrambe le metodologie. Mediamente, è emerso che il metodo virtuale presenta una ripetibilità di circa un ordine di grandezza migliore rispetto a quella del metodo tradizionale. Ciò significa che ogni qualvolta una misura è riportata all'interno di un grafico,

ad esempio di uno scatterplot, se estratta con metodo virtuale è possibile affermare che l'incertezza nella sua posizione è circa dieci volte inferiore a quella della corrispondente misura estratta con il metodo tradizionale. Se si considera quindi che una misura tradizionale presenta una incertezza media di più di 1 mm (1.28 mm), ciò implica che tale misura potrebbe trovarsi, con la massima incertezza, molto spostata verso un gruppo piuttosto che un altro, mentre la corrispondente con il metodo virtuale, con 0.141 mm, si trova in quella posizione con una probabilità un ordine di grandezza superiore.

Inoltre, il fatto che il metodo virtuale sia caratterizzato da una risoluzione molto maggiore permette di distinguere tra due gruppi (in uno *scatterplot* come in un *boxplot*) a una risoluzione maggiore.



**Figura 14 13 – nell’immagine di sinistra, relativa a uno *scatterplot* da dati ottenuti con metodologia virtuale, l’incertezza nella misura è limitata e il punto ha così una nuvola di incertezza molto ridotta. Nell’immagine in destra, relativa a uno *scatterplot* da dati ottenuti con metodologia tradizionale, l’incertezza nella misura è maggiore ( $\sigma_V < \sigma_T$ ) per cui il punto ha una nuvola di incertezza maggiore.**

Gli *scatterplot* più indicativi in questo caso sono di meno, anche perché minore è il numero di parametri a disposizione (i 16 classici contro i 31 di nuova introduzione in questa ricerca).

Tra i maggiormente distinti, emerge in particolare quello relativo ai parametri LCW e 8 (Figura 14 14). Nel grafico che segue, è possibile riscontrare la veridicità di questo risultato, con una separazione ottima dei due gruppi 1 e 2.

Se però si contano le tibie rappresentate in questo grafico, si nota che ve ne sono solo 8 per il gruppo 2 e 16 per il gruppo 1: infatti, alcune tibie sono sovrapposte le une alle altre: nel gruppo 2 sono collocati diversi individui di sesso maschile, giusto al di sotto di valori corrispondenti a campioni femminili. Ciò inficia il risultato: la separazione per quanto netta non è corretta. Nei casi illustrati relativi al virtuale tale “oscuramento” non si è mai presentato, anche in ragione della maggiore risoluzione. Nei due casi illustrati per le misure

tradizionale, si è verificato ma non è stato indicato in precedenza in quanto non si sovrapponevano fra loro dati di campioni afferenti a gruppi diversi.

Per quanto riguarda invece i parametri indicativi prima citati, tra di essi il 3 e il 6 hanno fornito *scatterplot* non così significativi come quelli corrispondenti realizzati per il virtuale. Va citato come esempio il risultato ottenuto con MCW e 6 (già illustrato per l'altra metodologia, Figura 14 15): esso non presenta in questo caso una buona distinzione tra i due gruppi. Sono comunque presenti i due *outlier* maschili all'interno del gruppo 2.

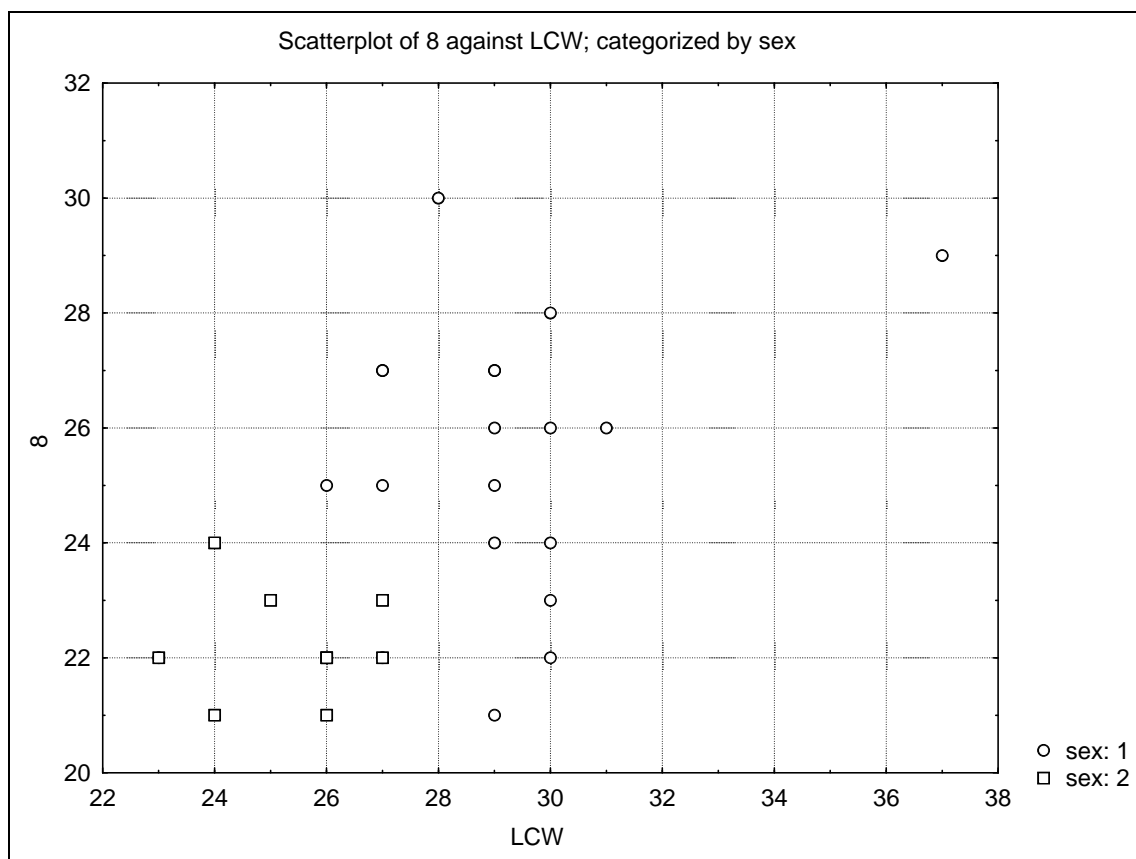
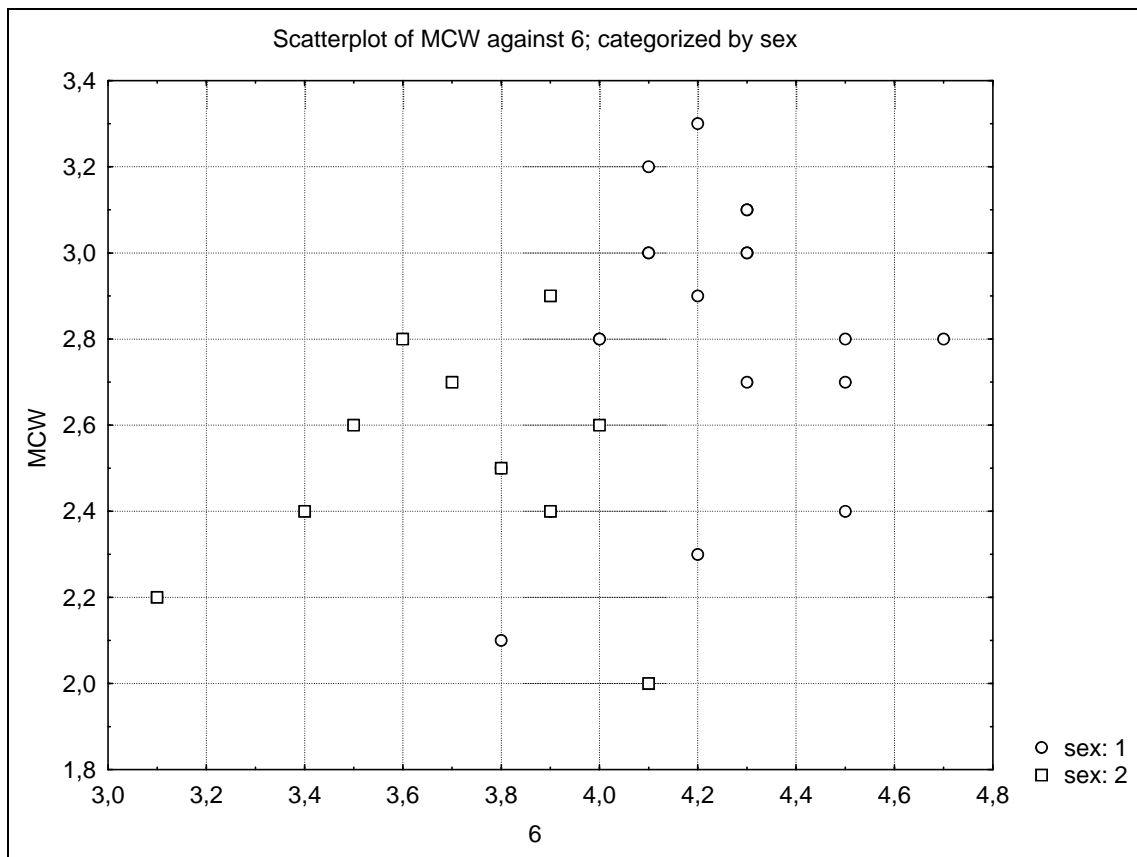


Figura 14 14 – *scatterplot* relativo ai parametri 8 e LCW.

Per quanto concerne invece gli *scatterplot* relativi alle misure 9, 9a e 10b non ne sono stati rilevati di particolarmente significativi.

Al termine dell'analisi univariata condotta sui dati estratti da misurazioni tradizionali, è possibile affermare che i più indicativi tra i parametri classici si confermano sempre 3 e 6, le due larghezze epifisali, anche se presentano grafici a volte meno immediati di quelli del metodo virtuale.



**Figura 14 15 - scatterplot dei parametri MCW e 6.**

Infine, nei risultati statistici ottenuti dalle due metodologie, vi è una certa consistenza in particolare nello *Student's t-test*, mentre nei grafici boxplot e scatterplot, l'analisi sul virtuale ha rivelato più parametri significativi e in maniera più indicativa di quelli tradizionali.

Si può osservare invece che per il dataset raccolto e i campioni analizzati, tra i due metodi risultano pienamente in comune i parametri 3 e 6, in totale accordo con la letteratura a proposito.

Come già ricordato inizialmente, il contributo principale della ricerca rappresentato dall'aspetto metodologico, quindi, l'interesse per una analisi statistica più approfondita, è orientato ad offrire una validazione della metodologia introdotta, ritenendo esaustivi a questo scopo l'analisi descrittiva (boxplot e scatterplot) e il test di ipotesi (*Student's t-test*).

Si prevede di sviluppare l'analisi statistica, in particolare con analisi multivariata (discriminante) nel prosieguo della ricerca.

## *Capitolo 15 – Discussione.*

In questa seconda parte della tesi è stata illustrato un esempio di applicazione della tecnologia *laser scanning* allo studio dei beni culturali, in particolare alla ricostruzione e alla misurazione di resti osteologici umani.

La ricerca descritta si è configurata come una piena integrazione tra le discipline coinvolte, l'antropologia fisica e il rilevamento 3D, in quanto si è giunti a risultati innovativi, che hanno aperto la strada a nuove considerazioni e a ulteriori sviluppi in particolare nella ricerca antropometrica.

Il maggiore punto di innovazione dello studio si incentra nell'elevata ripetibilità (mediamente, 0.141 mm, un ordine di grandezza superiore rispetto alla metodologia classica, 1.28 mm) del metodo di misura qui introdotto: nel confronto dei sistemi di misura tradizionali, esso offre la possibilità di fornire misure di elevata affidabilità e per questo motivo consente di diffondere i risultati di una campagna di misure con maggiore sicurezza; ciò è ulteriormente garantito dalla tracciabilità di ogni misurazione effettuata, in forma di punti, vettori e piani di riferimento.

La possibilità di utilizzare metodi di misura che rilevano non solo distanze, ma anche superfici e volumi, ha consentito di estrarre nuovi parametri antropometrici, dimostratisi per il campione indagato altrettanto indicativi ai fini della distinzione fra i sessi, in particolare riguardanti la circonferenza della tibia piuttosto che la sua lunghezza, come ad esempio l'area delle varie sezioni estratte ad altezza diversa nella diafisi e nelle epifisi oppure il volume calcolabile per ogni porzione osteologica preventivamente e precisamente delimitata. Si tratta in ogni caso di parametri la cui significatività andrebbe validata ulteriormente tramite la loro applicazione ad un caso di studio maggiore, possibilmente di popolazioni eterogenee e di epoche differenti.

L'applicazione del metodo di misura introdotto a resti frammentari, data l'ampio *range* di parametri estraibili e soprattutto dato l'orientamento particolarmente vincolato e necessario per tali misure, potrebbe consentire la discriminazione del sesso, soprattutto in ambito forense. In tale contesto, metodi di indagine e misura, caratterizzati da elevata ripetibilità, affidabilità e innovazione costituiscono un punto fondamentale nella pratica di riconoscimento delle caratteristiche dei reperti, in particolare, anche in Italia, ora che la situazione sociale va arricchendosi e complicandosi per il forte tasso di immigrazione nel Paese. Studi di questo tipo già sono stati affrontati in contesti simili, come ad esempio in Steyn, Iscan 1997, relativo alla forte eterogeneità della popolazione del Sudafrica e alla

difficoltà di identificare il sesso in relazione al gruppo etnico di appartenenza dei resti scheletrici, per quanto ridotti, rinvenuti in una scena del crimine.

Il lavoro illustrato non intende minare la serietà e il valore, soprattutto storico, dei metodi di misura finora utilizzati né tanto meno intende sostituire “il nuovo al vecchio”, in particolare nei contesti più speditivi dello scavo, nella consapevolezza dei diversi tempi, *skill* e costi che esso introduce: il metodo introdotto si propone soprattutto come metodo avanzato per i resti, anche paleoantropologici, più delicati e significativi, considerando soprattutto lo stato “precario” in cui essi generalmente versano e la non-invasività delle citate tecniche *laser scanning*.



## *Conclusioni*

Le due ricerche illustrate nel presente elaborato di tesi, seppure molto diverse, hanno evidenziato alcune tra le potenzialità principali della metodologia laser scanner e che rendono pertanto la sua integrazione con le discipline a carattere storico fortemente innovativa.

Nel caso della prima ricerca, in particolare, è stata messa in evidenza la possibilità di creare innanzi tutto modelli tridimensionali virtuali fotorealistici, utilizzabili ad esempio in un museo o in un restauro virtuale. Inoltre, tramite la procedura di texture mapping, è stato possibile mappare tali modelli con immagini all'infrarosso termico, che descrivono la distribuzione della temperatura sulla superficie di un manufatto, grazie alle due metodologie introdotte in questa ricerca. Ciò costituisce la base di un approccio diverso ai beni culturali e all'indagine sul loro stato conservativo, garantito solo dall'integrazione di tutti i dati diagnostici raccolti nel loro studio, grazie anche alla disponibilità sempre più ampia di sensori specifici per bande spettrali al di fuori del *range* del visibile (infrarosso, ultravioletto...). Inoltre, l'elaborazione di una metodologia che non richieda target collocati direttamente sulla superficie del manufatto, ma che anzi consente di poter scegliere un ampio numero di punti omologhi, registrando tra loro un'immagine nel visibile e una nell'infrarosso acquisite contemporaneamente, consente di rendere tale integrazione tra dati geometrici e spettrali ancora più applicabile nella diagnostica dei beni culturali.

Il caso di studio storico qui illustrato ne è un esempio chiaro: è stato possibile mappare completamente le pareti della Cappella di San Francesca, restituendo sia particolari anomalie locali che interessanti una larga parte del manufatto, anomalie che ora, dopo essere state collocate spazialmente, possono essere misurate. In questo modo, è stato evidenziato come il laser a scansione sia il punto di partenza per elaborare nuove misure ed estrarre nuove informazioni, anche da un'immagine all'infrarosso.

Una considerazione pari può essere espressa anche per la seconda ricerca illustrata, inerente la determinazione del sesso di resti scheletrici ricostruiti virtualmente: anche in questa sede il modello tridimensionale è stato il punto di partenza per estrarre nuove informazioni rispetto allo studio e alla misurazione tradizionale, effettuata direttamente sul campione, come per il caso dei nuovi parametri antropometrici introdotti (ad esempio, l'area della sezione all'altezza del foro oppure il volume del terzo distale), misurati sul modello virtuale.

Sugli stessi modelli virtuali sono state trasposte quelle misure tradizionali maggiormente utilizzate anche nella determinazione del sesso, imponendo però un vincolo nell'orientamento della tibia ricostruita e nel sistema di riferimento locale standard, introdotto. Tale scelta ha consentito così di ottenere misure con ripetibilità molto elevata rispetto ai metodi tradizionali

di misura, i quali invece sono limitatamente vincolati e lasciano un determinato grado di incertezza in particolare nella scelta dei punti utili alla misura. Ciò costituisce un importantissimo motivo di innovazione del laser scanner, che permette di raggiungere una maggiore affidabilità (oltre che risoluzione tipica di tale strumentazione) rispetto a quella tradizionale, in particolare nell'ottica della condivisione globale dei dati nella comunità scientifica.

Infine, alla luce delle considerazioni già viste in merito all'analisi statistica essenziale realizzata, la maggiore risoluzione ma soprattutto ripetibilità legata a ciascun valore indica che ogni misura rilevata è collocata all'interno di una distribuzione con maggiore precisione.

## *Bibliografia*

### Metodologia del *laser scanning* e stato dell'arte

**ANSI/ASME Y 14.5 M – 1994**

**Bernardini F., Rushmeier H., 2002**, *The 3D model acquisition pipeline*, Computer graphics forum, vol. 23, pp. 149 – 172.

**Besl P. J., McKay N. D., 1992**, *A method for registration of 3D shapes*, IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence, vol. 14, n° 2.

**Blais F., 2004**, *Review of 20 years of range sensor development*, Journal of Electronic Imaging, vol. 13 (1), pp. 231 – 240.

**Bruner E., 2008**, *Antropologia multidisciplinare o multiantropologia indiscriminata?*, Antrocom, vol. 4, n.1, pp. 47 – 50.

**Curless B., Levoy M., 1996**, *A volumetric method for building complex models from range images*, Proceedings of SIGGRAPH 1996, ACM SIGGRAPH, Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series, pp. 303 – 312.

**Dotson C. et al., 2003**, *Fundamentals of dimensional metrology*, 4<sup>a</sup> edizione, Thomson, Scarborough (CA), USA.

**Farin G., 1988**, *Curves and surfaces for computer aided geometric design: a practical guide*, Academic Press, Boston.

**Gaiani, M., Balzani, and M., Uccelli, F. 2000**, *Reshaping the Coliseum in Rome: an integrated data capture and modeling method at heritage sites*, Eurographics 2000.

**Gasvik K. J., 2002**, *Optical Metrology. Third Edition*, John Wiley and Sons Ltd, Chichester (England).

**International Organisation for Standardization, 1993**, *International vocabulary of basic and general terms in metrology*, Ginevra (CH).

**Jarvis R. A., 1983**, *A perspective on range finding techniques for computer vision*, IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence, vol. PAMI-5, n° 2, pp. 122 – 139.

**Joachim Neumann H., 2002**, *Metrologia industriale a coordinate. 10 anni di innovazioni*, Verlag Moderne Industrie, Landsberg/Lech (Germania).

**Malagola G., Ponterio A., 2004**, *La metrologia dimensionale per l'industria meccanica. Aspetti teorici e pratici nelle misure di lunghezza per la determinazione delle specifiche geometriche dei prodotti*, Diffusione Grafiche s.p.a., Villanova Monferrato (AL).

**Peripimeno M., Salvadori F., 2003**, *Sperimentazione di uno scanner laser 3D nella documentazione dei reperti archeologici*, in Fiorillo R., Peduto P. (a cura di), III Congresso Nazionale di Archeologia Medievale, Firenze, All'Insegna del Giglio, 2003, pp. 633-637.

**Peripimeno M., Salvadori F., 2003**, *L'esperienza senese nella sperimentazione di uno scanner laser: studio e documentazione dei reperti archeologici*, in “Atti della Giornata di Studio”, Archiviazione e restauro di reperti archeologici mediante tecniche CAD-RP, Università degli Studi di Napoli Federico II, 23 gennaio 2004.

**Peripimeno M., Salvadori F., 2007**, *Sperimentazione di uno scanner laser 3D nella documentazione dei reperti archeologici*, da Introduzione allo studio della ceramica in archeologia, a cura del dip.to di Archeologia e Storia delle Arti, Università di Siena.

**Petronilli S., 2003**, *Applicazioni trasversali di reverse engineering nei beni culturali'*, in AA. VV, Atti del convegno Contesti culturali e fruizione dei beni culturali, Napoli, 22-23 Maggio.

**Pieraccini M., Guidi G., Atzeni C., 2001**, *3D digitizing of cultural heritage*, Journal of Cultural Heritage, Volume 2, Issue 1, January-March 2001, Pages 63-70.

**Thali M. J.**, *Optical 3D surface digitizing in forensic medicine: 3D documentation of skin and bone injuries*, Forensic Science International, Volume 137, Issues 2-3, 26 November 2003, Pages 203-208.

**Turk G., Levoy M., 1994**, *Zippered polygon meshes from range images*, Proceedings of 21<sup>st</sup> annual conference on computer graphics and interactive techniques, SIGGRAPH 1994.

**UNI ENV ISO 14253 – 2: 2003.**

**Varady T. et al., 1997**, *Reverse engineering of geometric models – an introduction*, Computer-Aided Design, vol. 29, pp. 255 – 268.

**Weber G. W., 2001**, *Virtual anthropology (VA): A call for glasnost in paleoanthropology*, Anatomical Record, 265(4), pages 193-201.

<http://graphics.stanford.edu/projects/mich.htm> (25 gennaio 2010).

<http://vcg.isti.cnr.it/joomla/index.php> (25 gennaio 2010).

[www.vhlab.itab.cnr.it/flaminia/index02.html](http://www.vhlab.itab.cnr.it/flaminia/index02.html) (20 gennaio 2009).

<http://heritage-key.com/rome/pioneering-laser-scan-technology-brings-romes-catacombs-life> (25 gennaio 2010).

### **Parte I - Integrazione di immagini termografiche e nuvole di punti**

**Achille C. et al., 2007**, *Application of mixed techniques for the 3D modelling of the noble floor of the Villa Real in Monza*, Proceedings of the XXI CIPA Conference “AntiCIPAting the Future of Cultural Past”, held in Athens, Greece, 1-6 October 2007.

**Avdelidis N. P., Moropoulou A., 2004**, *Applications of infrared thermography for the investigation of historic structures*, Journal of Cultural Heritage, vol. 5, pp. 119 – 127.

- Beraldin J.-A. et al., 2002**, *Virtualizing a Byzantine crypt by combining high-resolution textures with laser scanner 3D data*, VSMM 2002, 25 – 27 september, Gyeongju, Korea, pp. 3 – 14.
- Bitelli G. et al., 2007**, *The potential of 3D techniques for cultural heritage object documentation*, Proceedings of Videometrics IX – SPIE-IS&T Electronic Imaging, San José, California, 28 january – 01 february 2007, pp. 64910S1 – 64910S10.
- Brusco N. et al., 2005**, *Automatic for 3D modelling frescoed historical buildings with multispectral texture information*, Workshop on immersive communication and broadcast systems (ICOB 2005), Berlin, October 27 – 28 2005.
- Chow S.-K., Chan K.-L., 2009**, *Reconstruction of photorealistic 3D model of ceramic artefacts for interactive virtual exhibition*, Journal of Cultural Heritage, vol. 10, pp. 161 – 173.
- Conforti Andreoni D., Pinto L., 2004**, *The creation of the digital models for the protection of cultural heritage: the baptistery of Cremona*, Proceedings of the XX ISPRS Congress on “Geo-Imagery bridging continents”, held in Istanbul (Turkey), July 12 – 27.
- Direttiva 2002/91/CE** del Parlamento europeo e del Consiglio del 16 dicembre 2002 sul rendimento energetico nell’edilizia.
- Frueh C., Sammon R., Zakhor A., 2004**, *Automated texture mapping of 3D city models with oblique aerial imagery*, Proceedings of the 2<sup>nd</sup> International Symposium on 3D data processing, visualization and transmission, held in Thessaloniki (Greece), September 6 – 9.
- Grinzato E. et al., 2002**, *Monitoring of ancient buildings by the thermal method*, Journal of Cultural Heritage, vol. 3, pp. 21 – 29.
- Laycock R. G., Day A. M., 2004**, *Automatic techniques for texture mapping in virtual urban environments*, Computer Graphics International CGI ’04, Crete (Greece), June 16<sup>th</sup> – 19<sup>th</sup>, pp. 586 – 589.
- Nickerson S., 2007**, *A digital map for the interior restoration of St. Ninians’ Cathedral*, Proceedings of the XXI CIPA Conference “AntiCIPAting the Future of Cultural Past”, held in Athens, Greece, 1-6 October 2007.
- Pelagotti, A. et al., 2009**, *Automated multispectral texture mapping of 3D models*, 17th European Signal Processing Conference (EUSIPCO), 24-28 August, Glasgow, Scotland.
- Peripimeno M., 2007**, *Elementi di tridimensionalità, lezioni dal corso di Disegno e rilievo archeologico mediante strumentazione informatica*, Facoltà di Lettere e Filosofia, Università degli Studi di Siena.

**Petsa E. et al., 2007**, *Laser scanning and automatic multi-image texturing of surface projections*, Proceedings of the XXI CIPA Conference “AntiCIPAting the Future of Cultural Past”, held in Athens, Greece, 1-6 October 2007.

**Remondino F., Pelagotti A., Del Mastio A., Ucheddu F., 2009 (b)**, *Novel data registration techniques for art diagnostics and 3D heritage visualization*, Proceedings of the IX Conference on Optical 3D Measurement Techniques, vol. 1, July 2009, Vienna (Austria).

**Rizzi A. et al., 2007 (a)**, *Optical measurement techniques for the digital preservation, documentation and analysis of cultural heritage*, 8<sup>th</sup> Conference on Optical 3D Measurement Techniques, July 09 – 12, ETH Zurich, Switzerland.

**Rizzi A. et al., 2007 (b)**, *Digital preservation, documentation and analysis of paintings, monuments and large cultural heritage with infrared technology, digital cameras and range sensors*, Proceedings of the XXI CIPA Conference “AntiCIPAting the Future of Cultural Past”, held in Athens, Greece, 1-6 October 2007.

**Ucheddu, F. et al., 2009**, *Texture mapping of flat-like 3D models* 16th Int. Conference on Digital Signal Processing (DSP 2009), 5-7 July, Santorini, Greece

**Voltolini et al., 2007**, *Integration of non-invasive techniques for documentation and preservation of complex architectures and artworks*, in 3D Virtual Reconstruction and Visualization of Complex Architecture, ISPRS International Workshop 3D-Arch 2007, Zurich, Switzerland, 12 – 13 July 2007.

<http://www.sanbernardinoverona.it/> (20 gennaio 2009).

[http://it.wikipedia.org/wiki/Chiesa\\_di\\_San\\_Bernardino\\_\(Verona\)](http://it.wikipedia.org/wiki/Chiesa_di_San_Bernardino_(Verona)) (20 gennaio 2009).

## **Parte II - La determinazione del sesso su tibie virtualmente ricostruite**

**Aiello L., Dean H., 1990**, *An introduction to human evolutionary anatomy*, Academic Press, Londra (GB).

**Benazzi S., 2007**, Tesi di dottorato in *Image analysis in the morphological and morphometric study of teeth*, Dottorato di ricerca in Biodiversità ed evoluzione, XIX ciclo, correlatore Gruppioni G., relatore Pettener D., Università di Bologna.

**Benazzi S. et al., 2008**, *Sex assessment from the acetabular rim by means of image analysis*, Forensic Science International, vol. 180, issue 1, pp. 58.e1 – 58.e3.

**Borgognini Tarli S. e Pacciani E., 1993**, *I resti umani nello scavo archeologico. Metodiche di recupero e studio*, Bulzoni, Roma.

**Canci A., Minozzi S., 2005**, *Archeologia dei resti umani. Dallo scavo al laboratorio*, Carocci, Roma.

- Facchini F., 1988**, *Evoluzione, uomo e ambiente: lineamenti di antropologia*, UTET libreria, Torino.
- Fantini et al., 2006**, *Misure antropometriche sul modello virtuale di una mummia andina*, Atti del IV Convegno Nazionale AIAR, Pisa, 1-3 febbraio 2006, Pàtron Editore, Bologna, 773-784.
- Ferembach D. et al., 1979**, *Raccomandazioni per la determinazione dell'età e del sesso sullo scheletro*, Rivista di Antropologia, 60, pp. 5 – 51.
- Groening F. et al., 2007**, *The digital world of Neanderthals – NESPOS, an online archive for Neanderthal research*, Archaeologisches Korrespondenzblatt 37, 3: 321–333.
- Harvati K. et al., 2004**. *Neanderthal taxonomy reconsidered: implications from multivariate models of intra- and inter-specific differences*, American Journal of Physical Anthropology.
- Holland T. D., 1991**, *Sex assessment using the proximal tibia*, American Journal of Physical Anthropology, vol. 85, pp. 221 – 227.
- Işcan M. Y., Miller-Shaivitz P., 1984 (a)**, *Determination of sex from the tibia*, American Journal of Physical Anthropology, vol. 64, pp. 53 – 57.
- Işcan M. Y., Miller-Shaivitz P., 1984 (b)**, *Discriminant function sexing of the tibia*, Journal of Forensic Sciences, vol. 29, n° 4, pp. 1087 – 1093.
- Işcan M. Y. et al., 1994**, *Sex determination from the tibia: standards for contemporary Japan*, Journal of Forensic Sciences, vol. 39, n° 3, pp. 785 – 792.
- Kieser J.A. et al., 1992**, *Sex allocation of skeletal material by analysis of the proximal tibia*, Forensic Science International, vol. 56, pp. 29 – 36.
- Kullmer O., 2008**, *Benefits and risks in virtual anthropology*, Journal of Anthropological Sciences, vol. 86, pp. 204 – 207.
- Mahfouz et al., 2007**, *Patella sex determination by 3D statistical shape models and nonlinear classifiers*, Forensic Science International, 173, pp. 161 – 170.
- Martin R., Saller K., 1959**, *Lehrbuch der Anthropologie in systematischer Darstellung mit besonderer Berücksichtigung der anthropologischer Methoden*, G. Fischer Verlag, Stuttgart.
- Marugàn Lobòn J. et al., 2009**, *Lezioni dal corso di Introduction to geometric morphometrics : theoretical background and basic analytical techniques*, Cerdanyola del Vallés (Barcellona) presso l'Institut Català de Paleontologia, 20 – 22 luglio 2009.
- Milanesi Q., 1968**, *Saggio di determinazione dell'età e del sesso di un gruppo di scheletri siracusani e confronto con i dati anagrafici*, Archivio per l'antropologia e l'etnologia, vol. XCVIII 3, pp. 131 – 146, La Nuova Italia.
- Morphobrowser**, <http://pantodon.science.helsinki.fi/morphobrowser/> (aggiornato al 12 ottobre 2009).
- NESPOS**, [www.nespos.org](http://www.nespos.org) (aggiornato al 12 ottobre 2009).

- Netter F. H., 2004**, *Atlante di anatomia umana*. Edizione italiana a cura di Lucio Cocco, Lucia Manzoli, Masson, Milano.
- O'Higgins P. et al., 2009**, *Facial mechanics in early hominins: a study combinino geometric morphometrics and finite elements analysis*, 78<sup>th</sup> Annual Meeting of the American Association of Physical Anthropologists, 31 marzo – 03 aprile 2009.
- Pettener D. et al., 1980**, *La determinazione del sesso mediante analisi multivariata di caratteri metrici della tibia*, *Antropologia contemporanea*, vol. 3, pp. 363 – 372.
- Recheis W. et al., 1999**, *New methods and techniques in anthropology*, *Collegium Antropologicum* 23, 2: 495-509.
- Richtsmeier J. T. et al., 2002**, *The promise of Geometric Morphometrics*, *Yearbook of Physical Anthropology*, vol. 45, pp. 63 – 91.
- Šlaus M., Tomičić Ž., 2005**, *Discriminant function sexing of fragmentary and complete tibiae from medieval Croatian sites*, *Forensic Science International*, vol. 147. pp. 147 – 152.
- Steyn M., Işcan M. Y., 1997**, *Sex determination from the femur and tibia in South African whites*, *Forensic Science International*, vol. 90, pp. 111 – 119.
- White T. D., Folkens P. A., 2005**, *The human bone manual*, Academia Press.



## Appendice I – Specifiche tecniche.

Di seguito sono riportate le specifiche tecniche relative alla strumentazione utilizzata nelle ricerche illustrate nel presente elaborato di tesi: i due laser a scansione Leica HDS 2500 (1) e Konica Minolta Vivid 910 (2), la stazione integrata Leica TC 2003 (3), le tre termocamere Flir B2 (4), B360 (5), SC 660 WES (6), gli strumenti tradizionali per l'analisi antropometrica, ossia la tavola osteometria (7), il calibro corsoio (8), il compasso a branche curve (9), la banda millimetrica (10).

### (1) laser a scansione Leica HDS (ex Cyrax) 2500

<b>Generalità</b>	
<i>Tipo di strumento</i>	Radar laser scanner ad alta velocità e ad alta risoluzione
<i>Interfaccia utente</i>	PC portatile
<i>Guida scanner</i>	Servomotore
<i>Vista ottica</i>	Fotocamera integrata
<i>Produttore</i>	Cyra Technologies – Leica Geosystem Company
<b>Prestazioni del sistema</b>	
<i>Accuratezza del singolo punto</i>	
- <i>Posizione</i>	$\pm 6$ mm per distanze 1.5 ÷ 50m, 1 $\sigma$
- <i>Distanza</i>	$\pm 4$ mm, 1 $\sigma$
- <i>Angolo</i>	$\pm 60$ micro-rad
<i>Precisione superficie modellata*</i>	$\pm 2$ mm
*soggetto alla metodologia di modellazione	
<b>Sistema laser scanner</b>	
<i>Tipo di laser</i>	Pulsed, microchip proprietario
<i>Colore</i>	Verde
<i>Sicurezza</i>	Classe 2 (ref. CFR 1040)
<i>Dimensione dello spot</i>	$\leq 6$ mm da 0 ÷ 50m ♦
<i>Range</i>	
- <i>Massimo</i>	< 100m
- <i>Consigliato</i>	1.5 ÷ 50m (5% - 100% riflessione diffusa)
<i>Velocità di scansione</i>	1 colonna/sec per 1000 punti/colonna 2 colonne/sec per 200 punti/colonna
<i>Densità di scansione</i>	
- <i>Selezionabilità</i>	Spazio di misura tra punto e punto selezionabile indipendentemente in senso orizzontale e verticale ♦
- <i>Verticale</i>	0.25 mm minimo spazio tra punto e punto a distanza di 50 m ♦
- <i>Orizzontale</i>	0.25 mm minimo spazio tra punto e punto a distanza di 50 m ♦
<i>Colonna di scansione massima</i>	1000 punti/colonna

<i>Riga di scansione massima</i>	1000 punti/riga
<i>Campo di vista</i>	
- <i>Verticale</i>	Massimo 40°
- <i>Orizzontale</i>	Massimo 40°
- <i>Montato su treppiede</i>	360° in rotazione orizzontale +105°/-90° in rotazione verticale ♦
- <i>Massimo volume di spazio</i>	20000m <sup>3</sup> /scan con accuratezza di 6mm 160000m <sup>3</sup> /scan a una distanza di 100m
<i>Ottica di scansione</i>	Doppio specchio, accesso random ♦, protetta da uno scudo in vetro
<i>Risoluzione video della camera di inquadramento</i>	480 x 480 a colori
<b>Elettronica</b>	
<i>Alimentazione</i>	AC 90-240 VAC, 50-60 Hz DC 12 V
<i>Consumo</i>	100W
<i>Batteria</i>	Piombo
<i>Autonomia batteria</i>	8 ore a 20°C, con 2 batterie
<b>Condizioni ambientali</b>	
<i>Temperatura di lavoro</i>	Da 0°C a 40°C
<i>Illuminazione</i>	Funzionalità piena sia a luce solare che a buio completo
<i>Umidità</i>	Atmosfera non condensante
<i>Shock</i>	50°C massimi
<b>Caratteristiche fisiche</b>	
<i>Dimensioni scanner</i>	40cm x 34cm x 43cm
<i>Peso scanner</i>	20.5 Kg
<i>Dimensioni batteria</i>	32cm x 26cm x 26cm
<i>Peso batteria</i>	7.3 Kg

**(2) laser a scansione Konica Minolta Vivid 910**

<i>Tipo di strumento</i>	Digitizer 3D senza contatto VI-910
<i>Metodo di misura</i>	Triangolazione
<i>Metodo di Auto Focus</i>	Image surface AF (metodo di contrasto), active AF
<i>Lente (interscambiabile)</i>	TELE: distanza focale f = 25 mm MIDDLE: distanza focale f = 14 mm WIDE: distanza focale f = 8 mm
<i>Range di scansione (Profondità di campo)</i>	Da 0.6 a 2.5 m (2 per WIDE)
<i>Range di misure 3D ottimale</i>	Da 0.6 a 1.2 m
<i>Classe del laser</i>	Classe 2 (IEC 60825-1), "Sicuro per gli occhi", Classe 1 (FD)
<i>Metodo di scansione del laser</i>	Specchio rotante guidato da galvanometro
<i>Range di acquisizione lungo asse X (varia con la distanza)</i>	Da 111 a 463 mm (TELE), da 198 a 823 mm (MIDDLE), da 359 a 1196 mm (WIDE)

<b>Range di acquisizione lungo asse Y</b> ( <i>varia con la distanza</i> )	Da 83 a 347 mm (TELE), da 70 a 800 mm (MIDDLE), da 269 a 897 mm (WIDE)
<b>Range di acquisizione lungo asse Z</b> ( <i>varia con la distanza</i> )	Da 40 a 500 mm (TELE), da 70 a 800 mm (MIDDLE), da 110 a 750 mm (WIDE)
<b>Precisione (Z)</b>	± 0.008 mm (con modalità FINE. Standard Minolta)
<b>Accuratezza</b>	TELE X: ±0.22 mm, Y: ±0.16 mm; ±0.10 mm rispetto al Piano di riferimento (con TELE, modalità FINE. Standard Minolta)
<b>Tempo di acquisizione</b>	0.3 s (modalità FAST), 2.5 s (FINE), 0.5 s (COLORE).
<b>Tempo di trasferimento al computer</b>	1 s circa (FAST), 1.5 s (FINE).
<b>Condizioni luminose dell'ambiente</b>	Ambiente di laboratorio, 500 lx o meno.
<b>Numero di pixel in output</b>	Dati 3D: 307,000 (modalità FINE), 76,800 (FAST) Colore: 640 x 480 x 24 bit di profondità di colore
<b>Formato dell'output</b>	Dati 3D: formato Minolta & (STL, DXF, OBJ, ASCII punti, VRML) (Conversione a dati 3D dal software Polygon Editing Tool/accessorio standard) Colore: RGB 24 bit
<b>Archiviazione dati</b>	Compact Flash Memory card (128 MB)
<b>Dimensioni dei file di dati</b>	3D e colore: 1.6 MB (FAST), 3.6 MB (FINE)
<b>Interfaccia output</b>	SCSI II
<b>Alimentazione</b>	AC da 100 - 240 V (da 50 a 60 Hz). Corrente 0.6 A (con 100 V AC).
<b>Dimensioni</b>	213 x 413 x 271
<b>Peso</b>	Circa 11 kg
<b>Ambiente operativo</b>	Temperatura: da 10 a 40°C; umidità relativa 65% o meno senza condensa. Grado di inquinamento: 2. Categoria di installazione: II.
<b>Range termico di storage</b>	Da -10 a 50°C; umidità relativa 85% o meno (a 35°C) senza condensa.

**(3) stazione integrata Leica TC 2003 (Figura 1)**



**Figura 6 – la stazione totale Leica TC 2003.**

<b>Weight of instrument</b>	6,5 kg
<b>Weight of tripod</b>	0,9 kg
<b>Weight of internal battery</b>	0,3 kg
<b>Inclinable axis length</b>	196 mm above tricuspid
<b>Height</b>	345 mm
<b>Length</b>	203 mm
<b>Wideness</b>	226 mm
<b>Internal battery</b>	Lithium ions
<b>Voltage</b>	7.4 V
<b>Capacity</b>	3.8 Ah
<b>Battery life</b>	6 - 8 h (typical)

**(4) termocamera agli infrarossi Flir B2 (Figura 2)**

**Caratteristiche immagine**

**Campo visivo/minima distanza focale** 19° x 14°/0,3 m (con l'ottica da 17 mm)

**Risoluzione termica** 0,10°C alla piena frequenza di 50 Hz e in tutto il range di misura

**Frequenza di acquisizione immagine** 50 Hz senza interlacciamento

**Messa a fuoco** Manuale

**Tipo di sensore** Focal Plane Array (FPA), microbolometro non raffreddato 160 x 120 pixels

**Campo spettrale** da 7,5 a 13 µm

**Rappresentazione immagine**

**Uscita video** PAL o NTSC, standard RCA video composito

**Monitor** 2,5" LCD a colori, 16K colori

**Capacità di misura**

**Campo di misura della temperatura** da -20°C a +100°C

**Precisione**  $\pm 2^{\circ}\text{C}$ ,  $\pm 2\%$

**Ripetibilità**  $\pm 1^{\circ}\text{C}$ ,  $\pm 1\%$

**Modalità di misura** Spot, area max, area min, area media, allarme di colore e acustico, indicazione automatica del punto di rugiada

**Menu Tavolozza colori** (colore, arcobaleno, arcobaleno HC, B/N, B/N inverso), autoregolazione del range (continua/manuale)

**Settaggi** Data/ora, unità di misura  $^{\circ}\text{C}/^{\circ}\text{F}$ , lingua, scala, info, intensità del monitor (alta/normale/bassa)

**Parametri di correzione** Emissività variabile da 0,1 a 1,0, temperatura ambiente

#### **Memorizzazione immagini**

**Tipo Memoria FLASH integrata (più di 200 immagini)**

**Formato dei file** Standard JPEG

**Commenti di testo alle immagini** Testo selezionato e memorizzato insieme all'immagine

**Ottica** 0.5 Grandangolo  $34^{\circ} \times 25^{\circ}/0,1 \text{ m}$  (con l'ottica da 9,2 mm)

#### **Laser di puntamento**

**Classificazione** Classe 2

**Tipo Semiconduttore** AlGaInP Diodo Laser: 1mW/635 nm rosso



**Figura 7 – termocamera all'infrarosso Flir B2.**

#### **Batteria**

**Tipo** Interna ricaricabile, sostituibile sul campo Li-Ion

**Autonomia** 2 ore in funzionamento continuo

**Ricarica** Nella termocamera, con AC adapter o 12 V in automobile con cavo standard (optional); Carica-batterie intelligente a 2 posti, 12 V (optional)

**Operatività** in AC AC adapter 90-260 V AC, 50/60 Hz, 12 V DC out

**Voltaggio** 11-16 V DC

**Funzioni risparmio energia** Spegnimento automatico e modalità riposo (selezionabile dall'utente)

#### **Condizioni ambientali**

**Temperatura di funzionamento** da  $-15^{\circ}\text{C}$  a  $+50^{\circ}\text{C}$

**Temperatura di conservazione** da  $-40^{\circ}\text{C}$  a  $+70^{\circ}\text{C}$

**Umidità** Funzionamento e conservazione, dal 20% all' 80%, senza condensa

**Involucro** IP54, IEC 359

**Resistenza** agli urti in funzionamento 25G, IEC 68-2-29

Resistenza alle vibrazioni in 2G, IEC 68-2-6  
funzionamento

#### **Caratteristiche fisiche**

**Peso** 700 g incl. batteria con ottica da 17mm

**Dimensioni** 265 mm x 80 mm x 105 mm (10,4" x 3,1" x 4,1")

**Cavalletto** 1/4" - 20

**Involucro** Ultraresistente, in plastica e gomma speciali

**Interfaccia**

USB Per trasferimento immagini e testo al PC

RS-232 cable (optional) Per trasferimento immagini e testo al PC

**Uscita video** Standard RCA composite video

**(5) termocamera agli infrarossi Flir B360 (Figura 3)**



**Figura 8 – termocamera all'infrarosso Flir B360.**

**Caratteristiche Immagine**

**Campo visivo (FOV)/ Distanza minima di messa a fuoco** 25° x 19° / 0.4 m

**Sensibilità termica (NETD mK)** 60 mK @ +30°C (+86°F)

**Tipo di detector** Focal Plane Array (FPA) microbolometrico

**Risoluzione IR** 320 x 240 pixels

**Campo spettrale** Da 7.5 a 13 µm

**Zoom digitale e panoramica/messa a fuoco** 1x 4x continuo automatica/manuale IFOV (con lente da 25°) 1.36 mRad

**Presentazione Immagine**

**Termica** si

**Visiva** si

**Picture in Picture** si

**Fusion Picture in Picture** A finestra variabile

**Galleria Immagine** si FLIR Thermal Fusion Interval

**MPEG4** no

**Display LCD touch screen** da 3.5"

**Commenti vocali (60 sec.)** no

**Testo via tastiera software** no

**Testo da lista predefinita** no

**Bozze/Schizzi** no

**Marcatori su IR/Visibile** no

**Illuminatore** 1000 cd

**Risoluzione fotocamera** 1280 x 1024 (1.3 Mp)

**Misurazione**

**Intervallo di temperatura** Da -20°C a +120°C (Opzionale fino a +350°C)

**Accuratezza** ±2°C o ±2% di lettura

**Puntatori** si

**Aree di misura** si  
**Isoterma** si  
**Punto caldo/freddo automatico** si  
**Allarme isolamento** si  
**Allarme umidità (incl. punto di rugiada)** si  
**Allarme sonoro/visivo sopra/sotto** no  
**Tavolozza colori** BW, BW inv, Iron, Rain  
**Impostazione locale** unità, lingua, data e ora, galleria immagini  
**Emissività** Regolazione centesimale, lista predefinita di emissività dei materiali  
**Correzioni di misura** Regolazione centesimale  
**Salvataggio immagine**  
**Tipo SD Card** estraibile  
**Capacità di memoria** 1000+ immagini JPEG  
**Modalità e formati di salvataggio** immagini  
**IR/Visibile**, salvataggio simultaneo delle immagini  
**IR/visive**, tutte JPEG standard  
**Puntatore laser LocatIR™**  
Classificazione/Tipologia Classe 2/Semiconduttore AIGaInP  
**Laser Diodo:** 1mW/635 nm (rosso)  
**Sistema di ricarica**  
**Tipo di batteria** Batteria LiIon ricaricabile  
**Durata della batteria** +4 ore  
**Sistema di ricarica** Caricabatteria intelligente a 2 vani, integrato nella termocamera (1016 V)  
**Stato di ricarica** Tramite LED  
**Adattatore AC** Adattatore AC 90260  
**VAC ingresso** 12 V uscita  
**Voltaggio** 1116 VDC  
**Gestione di alimentazione** spegnimento automatico o modalità di spegnimento programmabile  
**Specifiche ambientali**  
**Intervallo temperature d'esercizio** Da 15° C a +50°C  
**Intervallo temperatura stoccaggio** Da 40° C a +70°C  
**Umidità** 10% a 95%, IEC 359  
**Resistente all'acqua e alla polvere** IP 54, IEC 360  
**Urto** 25G, IEC 68229  
**Vibrazione** 2G, IEC 6827  
**Peso** 0.88 kg (1.94 lb.)  
**Dimensione con lenti posizionabili** 106 x 201 x 125 mm (L x W x H)  
**Montaggio treppiede** 1/4" 20  
**Interfacce**  
**USB (cavo incluso)** Trasferimento immagine su PC  
**Uscita video** NTSC Video  
**Software**  
FLIR QuickReport™ Incluso  
FLIR Reporter™ 8 Opzionale

(6) termocamera agli infrarossi Flir SC 660 WES (Figura 4)



Figura 9 – termocamera all’infrarosso SC660WES

(7) *calibro corsoio*

Risoluzione	0.01 mm
Errore limite	0.02 a 100 mm
Velocità massima di misura	1.5 m/s
Temperatura operativa	Da +10 a +40°C
Temperatura di <i>storage</i>	Da +10 a +60°C



## Appendice II

### Risultati delle **Misurazioni**.

**Numero:** numero della tibia nella collezione.

**V 1:** Misura sul virtuale numero 1.

**V 2:** Misura sul virtuale numero 2.

**V 3:** Misura sul virtuale numero 3.

**M 2:** Misura effettuata dal misuratore numero 2 (test inter-soggetto).

**M 3:** Misura effettuata dal misuratore numero 3 (test inter-soggetto).

**T 1:** Misura numero 1 effettuata dal misuratore numero 1 con metodo tradizionale.

**T 2:** Misura numero 2 effettuata dal misuratore numero 1 con metodo tradizionale.

**T 3:** Misura numero 3 effettuata dal misuratore numero 1 con metodo tradizionale.

In ogni tabella, le tibie alle quali è associato il colore grigio dello sfondo sono quelle scelte per il test inter-soggetto.

Parametro 1								
Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	385.59839	385.11728	385.49647	385.09983	385.41600	38.6	38.5	38.6
4837	337.80924	337.59544	337.63621	337.62621	337.80895	33.6	33.9	34.0
4838	332.14476	332.23076	332.04752	332.38482	332.06079	33.4	33.3	33.
4839	343.14629	341.42020	343.05953	338.72205	340.37341	34.1	34.1	34.0
4841	341.28438	341.22193	341.13553	341.53611	341.03812	34.0	34.0	34.2
4842	345.23862	345.08987	345.20651	345.36937	344.89843	34.7	34.6	34.6
4843	321.71448	321.68852	321.66563	322.56580	321.04093	32.1	32.0	31.9
4845	322.35626	321.76836	321.66058	321.84254	321.72885	32.1	32.1	32.0
4847	333.96339	334.17376	334.03270	332.96448	333.71613	33.5	33.4	33.5
4856	335.72526	335.78069	335.64990	335.56523	335.69536	33.8	33.8	33.8
4836	-	-	-			-	-	-
4857	348.87016	347.95232	347.36399			34.5	34.4	34.4
4844	346.60357	346.32332	346.34313			34.6	34.7	34.7
4846	346.60357	346.32332	346.34313			39.3	38.8	39.0
4850	383.98688	384.62123	383.62795			38.6	39.5	38.5
4854	362.99714	363.33954	363.13476			36.5	36.5	36.5
4858	371.24348	369.86951	370.95342			37.1	37.2	37.0
4861	323.78567	323.13694	323.63232			32.1	32.2	32.6
4862	331.95985	331.98276	332.07136			33.5	33.5	33.5
4865	382.50325	382.94198	383.24249			39.0	38.1	38.3
4866	316.27490	315.84602	316.21671			31.5	31.6	31.6
4867	356.96576	355.32885	356.93506			35.4	35.5	35.4
4868	321.07738	323.50971	323.43306			32.3	32.4	32.3
4869	352.25473	352.25104	351.78792			35.3	35.3	35.4
4871	374.99915	374.79535	374.70102			37.1	37.2	37.1
4872	299.13740	299.39823	299.02228			30.4	29.8	29.7
4875	373.12244	373.19671	373.15489			37.5	37.5	37.7
4878	368.15784	368.21634	368.17794			36.9	37.1	37.0
4889	329.61192	329.56140	329.58442			32.9	32.9	32.8
4891	358.64590	358.33401	358.34040			36.2	36.1	36.1

Parametro 1a								
Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	394.61241	394.63082	394.62542	394.63642	394.62944	38.0	38.0	38.0
4837	346.14200	346.12695	346.15112	346.13689	346.12851	33.7	33.7	33.9
4838	340.46911	340.36329	340.35192	340.38731	340.39031	32.9	32.9	33.0
4839	352.57067	352.57243	352.55126	352.50699	352.50683	34.2	34.2	34.2
4841	348.70423	348.70492	348.70492	348.70329	348.70329	33.8	33.7	33.7
4842	354.72646	354.73622	354.72102	354.73259	354.72639	34.7	34.7	34.4
4843	329.70617	329.92530	329.75517	329.92356	329.38224	31.9	31.9	31.8
4845	328.32788	328.23968	328.31372	328.36770	328.31126	31.5	31.6	31.5
4847	342.49146	342.55059	342.47812	342.50737	342.52242	33.4	33.0	32.8
4856	346.31118	346.36342	346.33688	346.33895	346.35111	33.8	33.7	33.6
4836	337.38901	337.54167	337.47327			32.7	32.3	32.7
4857	356.73583	356.71704	356.71490			34.5	34.6	34.4
4844	352.46750	352.50685	352.51641			34.7	34.1	34.1
4846	400.16455	400.07902	400.22662			39.1	38.8	38.9
4850	394.87466	394.85912	394.87690			38.6	38.4	38.4
4854	371.81535	371.78791	371.91023			36.1	35.9	35.9
4858	379.53043	379.52986	379.51341			37.0	36.8	36.8
4861	333.55079	333.53300	333.60052			32.2	32.2	32.2
4862	341.85192	341.89349	341.81030			32.9	33.1	33.2
4865	395.72480	395.72153	395.71994			38.0	38.2	38.1
4866	325.33527	325.33267	325.33105			31.1	31.1	31.2
4867	364.46445	364.42963	364.44719			35.4	35.2	35.4
4868	331.60246	331.63032	331.65429			32.0	31.9	32.0
4869	364.33073	364.32905	364.35080			35.2	35.2	35.2
4871	383.79578	383.75711	383.72685			37.0	36.8	36.9
4872	310.31585	310.31096	310.31882			30.2	29.7	29.7
4875	385.48373	385.50339	385.49915			37.6	37.4	37.4
4878	377.91912	377.91388	377.89634			36.9	36.8	36.9
4889	337.16276	337.19740	337.15783			32.5	32.5	32.3
4891	369.89956	369.89484	369.89654			36.1	36.0	36.1

Parametro 1b								
Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	379.68896	379.60001	379.62841	379.61932	379.61967	39.2	39.2	39.2
4837	337.70637	337.73929	337.70133	337.72420	337.73697	34.4	34.3	34.4
4838	328.88860	328.99563	329.00614	328.97296	328.97006	34.0	33.9	33.8
4839	340.28086	340.27692	340.31315	340.76190	340.37686	35.5	35.1	35.0
4841	335.09106	335.07087	335.07087	335.11260	335.11260	34.8	34.7	34.8
4842	341.44156	341.37361	341.47120	341.38464	341.44199	35.4	35.2	35.3
4843	315.31989	315.23182	315.30326	314.85864	315.05365	32.8	32.7	32.7
4845	313.71514	313.81556	313.72069	313.66146	313.72861	32.8	32.5	32.5
4847	328.70377	328.55631	328.74126	328.67677	328.62740	34.2	34.1	34.2
4856	332.54577	332.41474	332.48902	332.48392	332.45205	34.6	34.5	34.5
4836	326.23390	326.18183	326.18854			33.4	33.2	33.2
4857	342.17149	342.17435	342.18170			35.5	35.5	35.3
4844	338.86138	338.81977	338.80814			35.2	35.0	34.8
4846	386.43441	386.54937	386.32784			40.1	39.8	39.8
4850	382.70442	382.76256	382.69469			39.3	39.3	39.3
4854	356.48265	356.51727	356.35456			37.1	37.0	37.3
4858	366.58944	366.59175	366.62389			37.8	37.8	37.7
4861	320.67670	320.69307	321.19119			33.3	33.2	33.2
4862	329.17161	329.04109	329.25068			34.0	34.0	34.0
4865	377.70484	377.70913	377.86888			39.5	39.3	39.3
4866	308.89212	309.01471	309.02811			32.5	32.3	32.4
4867	351.78276	352.17828	351.85820			36.3	36.2	36.2
4868	319.30119	319.31005	319.28994			33.0	33.0	33.0
4869	348.43036	348.43372	348.41246			36.3	36.2	36.2
4871	371.89925	371.99223	371.45532			37.8	37.7	38.0
4872	297.21189	297.21750	297.20842			30.8	30.8	31.0
4875	370.33724	370.23170	370.24411			38.5	38.3	38.3
4878	362.15877	362.16563	362.18515			37.6	37.5	37.5
4889	322.92718	322.86047	322.93625			33.5	33.5	33.4
4891	357.49796	357.52335	357.51455			36.9	36.8	36.8

Parametro 2								
Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	372.09351	372.19240	372.28660	371.73397	371.89805	37.0	37.3	37.2
4837	325.35020	325.16271	325.29053	325.10273	325.07006	32.5	32.4	32.6
4838	316.64020	316.96417	316.90654	316.75599	316.83310	31.8	31.8	31.7
4839	328.35043	328.32053	328.58509	328.64757	328.37713	32.2	32.7	32.8
4841	321.63927	321.59476	321.58851	321.40705	321.56664	32.1	32.2	32.4
4842	333.26211	333.26680	333.41601	333.26426	333.17446	33.2	33.3	33.4
4843	308.51549	307.99574	308.42030	308.27366	308.45920	30.8	30.8	30.8
4845	309.56725	308.12400	307.99142	307.92669	307.22015	30.8	30.6	30.5
4847	318.93243	318.86270	318.95941	319.19168	318.90040	31.8	32.0	31.8
4856	324.64972	324.68303	324.65025	324.67167	324.61200	32.3	32.4	32.4
4836	-	-	-			31.2	31.2	31.2
4857	335.31175	335.42365	335.30767			33.5	33.6	33.4
4844	328.45694	328.55975	328.57197			32.8	33.0	32.8
4846	375.79502	375.15847	375.39019			37.5	37.4	37.9
4850	371.81082	371.79499	371.78792			37.1	37.1	37.1
4854	349.03574	349.18632	348.93805			34.7	35.1	34.8
4858	354.98045	354.89289	355.02595			35.3	35.6	35.6
4861	311.19586	311.19113	311.15850			31.0	31.2	31.2
4862	318.46248	318.35410	318.34627			31.8	31.8	31.8
4865	368.25841	368.24274	368.27728			36.7	36.5	36.7
4866	300.74591	300.53694	300.65816			30.1	30.2	30.1
4867	340.97169	341.18705	341.26216			34.2	34.0	34.2
4868	309.86184	309.87918	309.96277			30.7	31.0	31.0
4869	338.20352	337.73835	337.78364			33.7	33.7	33.8
4871	358.60314	358.79559	358.80676			35.4	35.4	35.4
4872	291.69785	291.72000	291.70678			29.0	29.0	29.2
4875	360.29112	360.34496	360.21224			36.0	35.9	35.9
4878	358.48132	358.36867	358.51376			36.0	35.8	35.8
4889	312.52926	312.60435	312.34424			31.2	31.2	31.2
4891	348.85315	349.05967	349.06805			34.7	34.8	34.8

Parametro 3								
Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	79.15662	79.15610	79.15494	79.16470	79.16388	7.4	7.5	7.4
4837	64.46274	64.51575	64.52617	64.51699	64.51641	6.1	6.0	6.2
4838	67.33450	67.33396	67.33290	67.33494	67.33505	6.4	6.3	6.4
4839	68.42671	68.42680	68.42041	68.40676	68.40631	6.5	6.5	6.4
4841	75.60760	75.60901	75.60901	75.60604	75.60604	7.1	7.1	7.2
4842	67.37664	67.37572	67.37685	67.34688	67.37664	6.2	6.2	6.3
4843	61.99610	62.02024	62.00167	62.07227	62.04245	5.8	5.8	5.9
4845	67.30240	67.30231	67.30134	67.28071	67.30154	6.2	6.2	6.2
4847	61.67790	61.69591	61.67319	61.67994	61.68752	5.1	5.7	5.7
4856	62.98591	62.97338	62.98213	62.98165	62.97711	5.9	6.0	5.9
4836	-	-	-			-	-	-
4857	75.02401	75.09768	75.15654			6.9	6.9	6.9
4844	74.52714	74.51535	74.52083			6.9	7.0	7.0
4846	76.24290	76.21247	76.26814			7.0	7.0	7.1
4850	81.58831	81.57755	81.58915			7.7	7.7	7.6
4854	70.43976	70.40703	70.42602			6.1	6.5	6.6
4858	75.26435	75.25926	75.25160			7.0	7.0	6.9
4861	70.44389	70.44305	70.48268			6.7	6.6	6.6
4862	72.23036	72.25816	72.14952			6.8	6.8	6.8
4865	77.57798	77.66250	77.31132			6.9	6.3	7.1
4866	70.53889	70.55222	70.55151			6.5	6.6	6.5
4867	76.31959	76.17258	76.29781			7.1	7.2	7.2
4868	67.91109	67.91391	67.91694			6.5	6.5	6.5
4869	73.51849	73.51830	73.51926			6.9	6.9	6.9
4871	69.93605	69.91429	69.90415			6.5	6.6	6.6
4872	64.39208	64.89960	64.39337			5.9	6.1	6.0
4875	76.79405	76.79768	76.79721			7.3	7.2	7.3
4878	70.79184	70.79365	70.79707			6.2	6.7	6.7
4889	74.85666	74.85029	74.85750			7.1	7.0	7.1
4891	66.07190	66.06799	66.06936			6.2	6.2	6.2

**Parametro MCW**

Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	29.18631	28.98184	28.79315	32.25125	33.82678	3.1	3.1	3.0
4837	25.04397	25.76338	25.73714	27.33342	25.40272	2.6	2.5	2.6
4838	26.52057	26.30490	26.33532	25.72181	24.81971	2.3	2.5	2.5
4839	28.37340	27.83654	28.35125	26.95382	26.82530	2.8	2.7	2.6
4841	29.47640	29.61264	29.59415	26.40119	28.29985	2.9	2.9	3.0
4842	24.38306	25.11647	24.98250	25.93512	24.81234	2.4	2.4	2.3
4843	20.70442	21.08979	20.37598	21.46203	21.46240	2.1	2.1	2.2
4845	25.20931	25.25578	25.46434	25.30611	25.62722	2.7	2.6	2.4
4847	22.52367	22.24495	22.66418	22.45607	22.41629	2.4	2.5	2.2
4856	22.92645	22.91349	22.65774	23.11770	23.20646	2.2	2.3	2.2
4836	26.53368	26.69042	26.16052			2.8	2.6	2.8
4857	31.58812	29.45773	29.56433			2.8	2.6	2.7
4844	25.93912	26.58140	26.32361			2.7	2.8	2.6
4846	32.57775	31.98807	31.96494			3.2	3.2	3.0
4850	33.33624	32.91964	33.48613			3.3	3.3	3.0
4854	25.09406	25.22727	25.52717			2.8	2.7	2.6
4858	30.88736	31.29533	31.49631			3.0	2.9	2.9
4861	30.29270	30.50618	30.60735			3.0	2.8	2.7
4862	29.26453	28.78671	29.84282			3.0	2.7	3.0
4865	30.55421	30.71871	30.34391			3.1	3.0	2.8
4866	28.03331	27.43522	28.20447			2.9	2.8	2.9
4867	31.05441	30.71889	31.54818			3.0	3.0	2.8
4868	24.91641	25.07586	25.06539			2.0	2.5	2.5
4869	32.53210	32.44429	32.80039			2.4	3.2	2.7
4871	27.03589	27.45663	27.52549			2.4	2.5	2.6
4872	23.98908	23.55014	23.81073			2.5	2.3	2.4
4875	27.96124	28.67140	28.37135			2.8	2.8	2.7
4878	26.04692	26.22221	26.22951			2.5	2.4	2.5
4889	27.47729	27.31103	27.86284			2.7	2.2	2.8
4891	27.23583	26.42463	26.72434			2.6	2.4	2.6

Parametro MCL								
Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	44.03944	43.05962	43.68724	44.64809	44.65393	4.5	4.5	4.5
4837	34.53981	34.06687	34.64944	32.25726	33.08626	3.5	3.3	3.5
4838	35.68208	36.00474	36.77621	34.60995	34.40135	3.3	3.5	3.5
4839	36.82951	36.85812	36.75989	37.13077	36.69177	3.3	3.7	3.6
4841	40.95215	41.49789	41.28043	40.01144	39.60850	4.0	4.0	4.0
4842	38.85708	39.13894	38.66322	38.60512	37.18252	3.7	3.7	3.7
4843	29.53783	29.19774	29.53783	29.25450	27.59002	2.8	2.7	2.7
4845	34.68016	34.25279	34.40384	34.49401	33.67975	3.4	3.3	3.5
4847	30.97214	31.33699	30.64589	32.25254	31.37688	3.3	3.2	3.2
4856	36.62207	36.17934	36.48988	36.98453	36.99960	3.9	3.8	3.8
4836	32.61551	32.59811	31.66004			3.3	3.8	3.7
4857	37.83592	37.50556	36.84568			3.5	3.6	3.6
4844	36.12315	35.95579	36.63205			3.6	3.6	3.6
4846	46.65317	45.91216	45.49040			4.7	4.6	4.7
4850	43.17584	42.64281	43.75920			4.7	4.5	4.6
4854	44.73045	45.02034	45.07542			4.4	4.3	4.2
4858	41.25830	41.09625	40.52609			4.6	4.1	4.4
4861	41.77705	41.67983	41.15489			4.1	4.1	4.2
4862	41.88134	41.70501	40.59535			4.3	4.3	4.3
4865	40.62661	41.15154	41.49113			4.1	4.2	4.1
4866	36.36931	36.65804	35.74254			3.9	3.7	3.8
4867	40.26959	41.01019	40.27194			4.0	4.2	4.2
4868	40.94756	40.26314	41.72120			3.7	3.7	3.7
4869	39.23845	39.05048	38.51474			4.3	4.3	4.3
4871	38.52009	38.91697	39.52311			3.9	3.7	3.9
4872	33.24057	33.51452	33.54302			3.7	3.6	3.7
4875	42.56470	42.10343	41.05947			4.8	4.4	4.2
4878	33.81294	34.52927	34.06158			3.4	3.3	3.5
4889	41.60544	41.17356	40.47727			4.2	4.2	4.1
4891	37.43890	36.57953	37.28174			3.7	3.7	3.9

Parametro LCL								
Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	34.98687	34.42805	34.77558	35.01293	34.65197	3.7	3.7	3.6
4837	25.64398	25.71908	25.69637	27.72985	29.96334	2.7	2.8	2.8
4838	37.91548	37.81802	37.75669	35.01408	34.66857	3.5	3.5	3.5
4839	34.30407	33.71092	34.18836	35.45642	36.98456	3.4	3.7	3.1
4841	37.96077	37.94420	38.50102	38.80169	37.22530	3.7	3.7	3.7
4842	30.42512	31.05342	31.02081	36.78072	35.23400	3.2	2.9	3.4
4843	32.81469	32.20907	32.41434	33.02236	30.99170	2.9	3.1	2.6
4845	24.83149	25.49939	25.61026	24.66846	24.89164	-	-	-
4847	26.62487	26.55661	26.31368	26.37277	25.85557	2.7	3.0	3.1
4856	32.28490	32.85424	32.09118	33.76835	31.33304	3.2	3.2	3.4
4836	-	-	-			-	-	-
4857	32.47023	31.98446	31.24716			3.0	3.6	3.1
4844	42.04561	43.00768	42.77164			3.5	3.9	3.7
4846	37.18340	37.22318	37.55354			3.7	3.7	3.5
4850	41.03376	41.71346	40.85056			3.1	3.7	3.9
4854	38.27339	38.94949	39.63318			4.0	4.1	3.8
4858	31.60873	31.16559	31.09527			3.5	3.5	3.5
4861	31.24993	31.26331	31.81631			3.7	3.7	3.8
4862	39.96142	40.32152	39.48364			3.7	3.8	3.8
4865	29.84897	30.91688	30.09777			3.6	3.8	3.4
4866	29.76852	30.07436	29.84940			3.1	3.0	3.6
4867	35.94187	35.49359	35.57148			3.5	3.5	3.5
4868	34.85327	34.23765	34.09955			3.5	3.4	3.4
4869	31.75965	31.80725	32.22828			3.4	3.6	3.4
4871	36.47530	36.91786	36.23739			3.6	3.8	3.8
4872	27.07358	26.61819	26.19852			2.9	2.8	2.9
4875	38.00138	36.70110	36.98814			3.8	3.8	3.8
4878	36.78725	36.34991	35.74135			3.5	3.4	3.3
4889	34.08027	34.13935	33.35998			3.4	3.4	3.4
4891	30.62901	30.99355	30.47820			3.2	3.3	3.3

Parametro LCW								
Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	36.29188	36.26775	37.11358	52.34304	30.06619	3.7	3.1	3.4
4837	23.41215	23.18942	23.63098	23.26724	22.85488	2.3	2.4	2.2
4838	31.20924	30.11361	30.23792	27.48804	27.50283	2.7	2.7	2.7
4839	30.29392	29.68841	29.79454	29.00900	31.15138	2.9	3.0	3.0
4841	29.58689	29.77569	30.04265	31.96156	29.73449	3.0	3.0	2.9
4842	27.37581	27.17892	26.61108	25.97500	26.83706	2.4	2.4	2.3
4843	28.63953	28.18859	28.67000	26.85828	26.83871	2.7	2.6	2.5
4845	25.40208	25.39928	25.99616	25.46295	25.16099	2.6	2.6	2.4
4847	22.45241	22.05886	22.31104	21.38167	22.96722	2.6	2.3	2.0
4856	27.85526	27.95685	27.30481	27.13835	26.31524	2.4	2.2	2.4
4836	-	-	-			-	-	-
4857	30.03715	29.90598	31.44507			3.0	3.0	3.0
4844	32.60255	33.00636	33.12712			2.7	2.7	2.7
4846	35.95858	35.60803	35.04960			2.9	2.9	2.8
4850	32.30748	31.65495	31.62006			3.0	2.9	2.9
4854	32.50101	32.82008	31.64923			2.8	2.7	2.8
4858	30.25177	29.59297	29.70794			3.0	2.9	2.7
4861	29.72661	28.97327	29.05549			3.0	2.8	2.2
4862	28.70457	28.17451	28.58560			2.7	2.7	2.4
4865	33.10730	33.46274	33.47550			2.9	2.8	2.8
4866	25.53384	26.22590	25.46891			2.5	2.2	2.4
4867	28.11070	27.55007	27.88976			2.6	2.5	2.4
4868	28.95660	29.24686	29.16222			2.6	2.6	2.7
4869	30.51393	30.51350	30.93671			2.9	2.7	2.7
4871	29.69481	29.51289	29.63632			2.9	2.7	2.7
4872	21.57191	22.20831	21.53172			2.3	2.1	2.3
4875	29.72299	30.34510	29.49614			3.1	3.1	3.5
4878	30.23595	30.67648	30.75128			2.7	2.7	2.5
4889	28.74110	28.15631	28.43540			2.9	2.6	2.7
4891	25.80510	26.02847	26.40215			2.7	2.4	2.7

Parametro 6								
Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	52.37764	52.35096	52.36087	52.34304	52.34578	4.3	4.2	4.3
4837	43.97885	44.05018	44.02564	44.04032	44.04865	3.5	3.5	3.8
4838	48.29557	48.35475	48.35985	48.34259	48.34105	4.2	4.1	4.3
4839	48.13534	48.13830	48.13085	48.12067	48.12197	4.0	3.8	3.9
4841	51.22697	51.21932	51.21932	51.23517	51.23517	4.2	4.4	4.2
4842	46.47551	46.44192	46.49053	46.47940	46.47573	3.9	3.8	3.9
4843	47.09791	46.98373	47.07387	46.70396	46.45307	3.8	3.8	3.9
4845	45.78126	45.75554	45.76206	45.78406	45.75701	3.7	3.6	3.7
4847	43.71775	43.65174	43.74274	43.67332	43.67992	3.4	3.4	3.7
4856	44.17117	44.11239	44.14378	44.14148	44.12855	3.1	3.6	3.2
4836	-	-	-			3.6	3.0	3.1
4857	48.05625	47.97582	47.88533			4.0	4.0	4.0
4844	50.95347	50.94421	50.93151			4.3	4.4	4.4
4846	51.06217	51.09061	51.04436			4.1	4.3	4.0
4850	50.46173	50.49249	50.45975			4.2	4.1	4.1
4854	50.93060	50.96595	50.86401			4.5	4.2	4.3
4858	47.52235	47.52663	47.54079			4.3	4.1	4.0
4861	50.96728	50.97803	50.87723			4.1	4.1	4.2
4862	47.31602	47.30890	47.40385			4.1	4.3	4.2
4865	50.95133	50.86391	51.23695			4.3	4.1	4.2
4866	45.35851	45.52064	45.52459			3.9	4.2	3.9
4867	49.19626	49.55590	49.22325			4.3	4.3	4.3
4868	46.93442	46.92108	46.91223			4.1	4.1	3.8
4869	51.03895	51.04034	51.02875			4.5	4.2	4.2
4871	47.29432	47.36014	47.40225			3.9	4.3	4.0
4872	43.16059	43.16463	43.15810			3.8	3.8	3.8
4875	51.61163	51.56163	51.56741			4.7	4.3	4.7
4878	44.99124	44.98990	45.00529			3.8	4.0	3.6
4889	49.72569	49.69418	49.73001			4.5	4.5	4.3
4891	44.30681	44.31862	44.31451			4.0	3.6	4.0

Parametro 8								
Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	30.00379	30.01031	30.01031	29.99336	29.99442	2.9	2.8	3.0
4837	23.15803	23.06392	23.06392	23.06932	23.06932	2.2	2.4	2.1
4838	24.59673	24.60120	24.60036	24.60120	24.60120	2.2	2.2	2.2
4839	25.01817	25.01916	25.01817	25.01800	25.01856	2.1	2.6	2.1
4841	26.53237	26.53237	26.53237	26.53237	26.53237	2.8	2.8	2.7
4842	23.61769	23.67857	23.61769	23.69044	23.61768	2.1	2.3	2.1
4843	26.20213	26.14061	26.17233	25.31380	24.54519	2.5	2.6	2.4
4845	22.39664	22.39702	22.37829	22.46235	22.39664	2.2	2.2	2.2
4847	21.81966	21.82387	21.84626	21.80058	21.81966	2.1	2.1	2.0
4856	24.48362	24.48449	24.48580	24.48580	24.48362	2.4	2.5	2.3
4836	27.82415	27.27851	27.77158			2.5	2.5	2.6
4857	24.51991	24.48094	24.43795			2.3	2.4	2.3
4844	25.67040	25.69174	25.67040			2.7	3.1	2.3
4846	29.13858	29.19863	29.14191			2.7	2.9	2.8
4850	27.75216	27.75258	27.75406			2.6	2.6	2.6
4854	29.53420	29.57076	29.50102			3.0	3.1	3.1
4858	24.76037	24.76350	24.76350			2.4	2.4	2.4
4861	23.55977	23.55977	23.37988			2.2	2.3	2.3
4862	23.20203	23.15875	23.26893			2.7	2.3	2.3
4865	26.37631	26.34949	26.45824			2.4	2.4	2.4
4866	21.43337	21.58000	21.58000			2.3	2.2	2.4
4867	26.28936	26.58105	26.19961			2.5	2.5	2.5
4868	24.60538	24.59380	24.59392			2.2	2.2	2.2
4869	26.18937	26.18957	26.18957			2.7	2.6	2.7
4871	26.16308	26.16681	26.16681			2.6	2.4	2.8
4872	23.64694	23.64694	23.64694			2.2	1.8	2.8
4875	27.40743	27.40743	27.40743			2.6	2.6	2.6
4878	21.41656	21.41416	21.41656			2.3	2.1	2.2
4889	23.07702	23.07702	23.07702			2.5	2.4	2.5
4891	24.51447	24.51447	24.51447			2.2	2.3	2.3

Parametro 8°								
Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	34.58410	34.50507	34.70170	34.45180	34.45115	3.3	3.3	3.4
4837	28.04295	28.12981	28.08545	27.97397	28.25083	2.6	2.6	2.6
4838	27.73715	27.86282	27.62232	27.74607	27.65393	2.5	2.4	2.5
4839	29.66450	29.49432	29.59042	29.53486	29.66564	2.5	2.1	2.6
4841	32.27991	32.27991	32.23903	32.23954	32.23954	3.1	3.0	3.0
4842	29.27601	29.23910	29.08341	29.33622	29.17096	2.8	2.7	2.7
4843	31.55690	31.37129	31.68648	30.41260	29.76549	2.9	2.8	2.8
4845	25.56869	25.50795	25.47035	26.04362	25.62982	2.5	2.4	2.5
4847	22.91206	22.91868	22.91868	23.51256	23.21676	2.5	2.4	2.4
4856	29.34132	29.40039	29.34323	29.35324	32.17317	2.6	2.7	2.7
4836	32.19364	31.71092	32.28444			2.9	3.0	2.9
4857	28.82255	28.81905	28.76788			2.6	2.6	2.6
4844	30.94811	30.96754	30.94811			3.1	2.2	2.9
4846	31.84661	31.91503	31.85039			3.1	3.1	3.0
4850	30.74320	30.74389	30.74629			3.2	3.2	3.2
4854	36.07823	36.10775	36.10775			3.5	3.5	3.5
4858	28.33140	28.26112	28.33533			2.6	2.9	2.7
4861	27.89000	27.89000	27.65631			2.4	2.6	2.6
4862	26.89743	26.89743	26.98200			2.7	2.6	2.7
4865	30.56194	30.56665	30.73190			2.7	2.7	2.6
4866	26.39567	26.53893	26.48479			2.8	2.7	2.7
4867	29.45285	29.77206	29.45285			2.8	2.7	2.8
4868	28.37926	28.37358	28.33054			2.6	2.5	2.5
4869	31.89510	31.89528	31.89528			3.5	2.9	3.2
4871	31.01532	31.01226	31.02259			2.9	2.9	2.9
4872	28.99785	28.99785	28.76089			2.6	2.8	2.2
4875	31.76058	31.75852	31.59758			3.1	3.1	3.6
4878	26.77704	26.91423	26.81147			2.4	2.5	2.5
4889	27.95421	27.85805	27.83443			2.7	2.0	2.6
4891	27.19207	27.03123	26.92989			2.4	2.4	2.4

Parametro 9								
Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	27.30400	27.29813	27.29803	27.31453	27.31343	1.8	1.9	1.9
4837	20.64731	20.76349	20.73634	20.76327	20.76346	1.5	1.4	1.5
4838	19.62245	19.61406	19.61502	19.61455	19.61461	1.6	1.4	1.6
4839	19.38690	19.37157	19.36917	19.36896	19.37043	1.7	1.7	1.7
4841	27.10181	27.10191	27.10191	27.10170	27.10170	2.0	2.0	2.0
4842	21.24617	21.24575	21.24630	21.22982	21.24617	1.6	1.6	1.6
4843	20.54788	20.50396	20.50011	21.80501	22.73135	1.5	1.5	1.6
4845	22.61294	22.61242	22.61316	22.58678	22.61261	1.7	1.7	1.6
4847	22.09359	22.08976	22.08442	22.14018	22.09586	1.5	1.5	1.5
4856	18.39772	18.40034	18.39623	18.39633	18.39972	1.5	1.4	1.5
4836	18.93329	18.98415	18.93332			1.5	1.6	1.4
4857	20.39566	20.55196	20.70107			1.8	1.7	1.8
4844	24.41810	24.39108	24.41789			1.7	1.9	1.5
4846	23.96193	23.90695	23.96009			2.1	2.1	2.1
4850	25.15608	25.14088	25.15555			2.0	2.1	2.1
4854	25.80097	25.74956	25.74430			1.9	2.0	1.9
4858	22.72090	22.71848	22.71788			1.8	1.8	1.8
4861	21.80460	21.80425	21.96767			1.7	1.7	1.7
4862	23.89669	23.88988	23.82082			2.3	1.7	1.5
4865	24.02364	24.11155	23.66800			1.9	1.9	1.7
4866	24.18597	24.08783	24.08778			1.5	1.6	1.5
4867	22.56033	22.30188	22.55394			1.8	2.3	1.8
4868	22.02641	22.04856	22.04937			1.6	1.1	1.5
4869	23.49710	23.49692	23.49705			1.8	1.7	2.3
4871	23.99276	23.92420	23.92375			1.9	1.9	1.8
4872	20.97143	20.97136	20.97146			1.8	1.3	1.8
4875	24.92833	24.92655	24.92677			2.1	1.9	2.1
4878	22.94180	22.94538	22.94156			1.7	1.7	1.7
4889	24.92542	24.92603	24.92533			1.7	1.5	1.8
4891	20.76151	20.76086	20.76109			1.8	1.6	1.8

Parametro 9a								
Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	32.47747	33.23349	32.34604	33.09417	33.30632	2.1	2.0	2.0
4837	21.60071	21.76740	21.60879	21.71113	21.76737	1.6	1.6	1.5
4838	20.59062	20.55569	20.51030	20.61044	20.49282	1.8	1.8	1.8
4839	23.19422	22.92824	23.02196	23.05824	23.16833	2.0	1.9	2.0
4841	28.92081	28.92090	28.84359	28.98150	28.98150	2.2	2.2	2.3
4842	24.98612	24.93657	24.93354	24.94469	24.93352	1.9	1.9	1.9
4843	24.04960	24.02723	24.01291	24.58036	25.63160	1.9	1.9	1.8
4845	25.19060	25.18325	25.21714	25.65810	25.31652	1.9	1.8	1.8
4847	22.54696	22.53688	22.53701	23.49694	23.27875	1.6	1.6	1.7
4856	20.07346	20.07450	20.07074	20.06343	24.89153	1.6	1.7	1.6
4836	20.69475	20.64771	20.50920			1.6	1.7	1.6
4857	22.60042	22.63261	22.72494			2.0	2.0	2.1
4844	26.99040	26.96845	26.99147			1.8	1.8	1.9
4846	26.50281	26.42354	26.49892			2.2	2.2	2.2
4850	30.15672	30.26061	30.26863			2.3	2.2	2.2
4854	28.72332	28.68114	28.68109			2.2	2.1	2.1
4858	24.53305	24.62605	24.52883			1.9	1.9	2.0
4861	23.76188	23.76192	23.93830			1.8	1.8	1.8
4862	25.38648	25.42591	25.29631			1.7	1.8	1.7
4865	27.30758	27.38622	27.06954			2.0	2.0	2.0
4866	26.81553	26.60374	26.67835			1.8	1.8	1.8
4867	25.79710	25.20554	25.79749			2.0	2.0	2.0
4868	23.11793	23.14113	23.10291			1.8	1.8	1.9
4869	32.17700	32.17673	32.13940			2.2	2.0	1.8
4871	25.42515	25.41522	25.41616			2.2	2.2	2.2
4872	25.52665	25.52669	25.55744			2.1	2.1	2.0
4875	28.23817	28.31577	28.31586			2.4	2.5	2.5
4878	23.75167	23.90915	23.84437			1.8	1.7	1.6
4889	27.52715	27.56947	27.53866			2.1	2.1	2.0
4891	21.79033	21.79052	21.70015			1.8	1.8	1.8

Parametro Crf@foro								
Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	101.22934	102.32958	100.83626	101.72354	102.48996	10.1	9.2	9.3
4837	77.31035	77.61796	77.46480	77.31194	77.78487	7.8	7.8	7.0
4838	77.08877	77.25881	77.00099	77.03967	76.98095	7.8	7.8	7.4
4839	83.55655	82.85448	82.74312	82.91107	83.43417	7.2	8.4	8.2
4841	95.58308	95.58372	95.56286	95.48629	95.48355	9.5	8.8	9.7
4842	84.75663	84.57357	84.32270	84.74095	84.44247	8.6	8.3	7.9
4843	88.16257	87.51214	88.09734	87.25766	87.03853	8.7	8.5	8.7
4845	78.60332	78.58117	78.81369	80.56689	79.41977	7.9	7.8	7.9
4847	71.89331	71.87976	71.91661	74.09624	73.21615	7.3	6.7	7.3
4856	78.94575	78.95230	78.93074	78.86263	90.15439	8.0	7.8	7.2
4836	83.88402	83.46964	83.95210			8.7	7.8	8.6
4857	82.07054	82.10619	82.10474			8.4	8.3	7.8
4844	89.62468	89.65462	89.57387			9.2	8.3	9.0
4846	92.87504	92.85249	92.90423			9.2	9.2	9.7
4850	97.18043	97.19005	97.20401			9.7	9.7	9.0
4854	99.70410	99.64984	99.67990			10.0	9.8	9.8
4858	82.71445	82.68684	82.72441			8.3	7.7	8.4
4861	80.08113	80.10982	80.08956			7.7	7.3	7.4
4862	80.41712	80.44791	80.41160			8.0	8.0	7.9
4865	89.49048	89.53315	89.48581			8.7	8.6	8.7
4866	83.30108	83.11908	83.32635			8.2	8.1	7.6
4867	87.51801	87.53037	87.52322			8.7	8.0	8.5
4868	81.28869	81.27843	80.92168			8.0	8.0	8.1
4869	98.69218	98.69352	98.61108			10.2	9.6	9.2
4871	89.48813	89.48085	89.49930			9.0	9.0	9.0
4872	87.89691	87.89051	87.47068			8.6	7.8	8.5
4875	94.26138	94.07313	93.93133			8.8	8.7	8.8
4878	78.78450	79.15514	78.93859			8.0	8.0	7.2
4889	86.88987	86.94632	87.10116			8.7	8.5	8.9
4891	78.31589	78.14225	78.07968			7.8	7.7	8.4



Parametro 10b								
Numero	V 1	V 2	V 3	M 2	M 3	T 1	T 2	T 3
4835	79.11367	79.09519	79.09981	79.09765	79.09784	8.0	8.0	8.0
4837	64.83066	64.83429	64.83153	64.83158	64.82991	6.3	6.5	5.5
4838	65.82561	65.83169	65.83371	65.83203	65.83311	6.8	6.7	6.8
4839	67.74263	67.74967	67.72991	67.69275	67.69267	6.8	6.8	7.4
4841	74.53654	74.53540	74.53540	74.54068	74.54068	7.7	7.2	7.7
4842	66.20452	66.20111	66.20612	66.20148	66.20376	6.7	6.6	6.0
4843	64.96397	64.95757	64.96161	64.96345	64.99114	6.5	6.7	6.7
4845	65.71669	65.74748	65.71980	65.70330	65.72246	6.6	6.7	6.8
4847	61.06753	61.03443	61.07537	61.05754	61.04767	6.3	5.7	6.3
4856	62.32898	62.32963	62.33225	62.33213	62.33005	6.5	6.3	5.8
4836	67.84056	67.80514	67.82345			6.9	6.1	7.0
4857	65.87250	65.87432	65.87259			7.0	6.8	6.2
4844	68.77514	68.76350	68.76049			7.2	6.5	7.2
4846	79.49914	79.50665	79.53453			8.2	8.2	8.1
4850	74.90071	74.90964	74.89964			7.8	8.0	7.2
4854	80.75077	80.75617	80.73610			8.3	7.4	8.0
4858	67.71083	67.71156	67.71154			7.1	6.2	6.7
4861	68.15241	68.15124	68.17110			6.8	6.3	6.3
4862	66.71725	66.75160	66.70911			6.8	7.0	6.8
4865	74.09800	74.09651	74.09167			7.3	6.9	7.7
4866	64.49198	64.52104	64.52457			6.5	6.4	6.6
4867	72.36870	72.38056	72.37303			7.4	6.6	7.5
4868	63.70943	63.70786	63.71018			6.6	6.5	6.7
4869	71.87838	71.86834	71.86096			7.2	7.4	7.8
4871	71.79644	71.79571	71.79461			7.5	7.4	7.4
4872	68.66204	68.66025	68.66245			7.0	6.8	7.0
4875	75.05404	75.06305	75.09220			7.7	7.0	7.8
4878	63.97699	63.97645	63.97690			6.6	6.5	5.9
4889	71.22658	71.23341	71.23023			7.3	7.3	7.2
4891	67.98264	67.98050	67.98298			7.1	6.7	7.5



This document was created with Win2PDF available at <http://www.win2pdf.com>.  
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.  
This page will not be added after purchasing Win2PDF.