

**POLITECNICO DI MILANO**

Facoltà di Ingegneria dei Sistemi

Corso di Laurea Specialistica in Ingegneria Biomedica



**PROGETTAZIONE E SVILUPPO DI UNO SCANNER  
DI LINEA PORTATILE PER APPLICAZIONI IN  
CHIRURGIA PLASTICA RICOSTRUTTIVA**

Relatore: Chiar.mo Prof. Guido Baroni

Correlatore: Ing. Paolo Patete

Tesi di Laurea di:

Mattia VECCHI

Matr. n. 781463

Anno Accademico 2012/2013

---

## - Indice -

---

<b>SOMMARIO .....</b>	<b>I</b>
-----------------------	----------

---

<b>SUMMARY .....</b>	<b>VI</b>
----------------------	-----------

---

<b>CAPITOLO 1 - STATO DELL'ARTE .....</b>	<b>1</b>
---	----------

1.1	SCANNER 3D PER LA CREAZIONE DI ORTESI E PROTESI.....	2
1.2	SCANNER 3D IN CHIRURGIA.....	2
1.2.1	Applicazioni in chirurgia orale e maxillo-facciale .....	3
1.2.2	Applicazioni in chirurgia plastica ricostruttiva .....	5
1.2.3	Applicazioni in radioterapia e adroterapia.....	6
1.2.4	Applicazioni in podologia .....	8
1.2.5	Problematiche aperte .....	9
1.3	RICOSTRUZIONE 3D.....	10
1.3.1	Sistemi time of flight .....	10
1.3.2	Sistemi a triangolazione ottica.....	11
1.3.3	Sistemi a luce strutturata.....	12
1.4	SCANNER OTTICI 3D COMMERCIALI.....	13
1.4.1	Range 7 <sup>®</sup> , Konica Minolta.....	13
1.4.1.1	<i>Specifiche tecniche</i> .....	15
1.4.2	Head & Face Color 3D Laser Scanning, Cyberware.....	15
1.4.2.1	<i>Specifiche tecniche</i> .....	16
1.4.3	EASY FOOT SCAN <sup>®</sup> , Ortho Baltic.....	17
1.4.3.1	<i>Specifiche Tecniche</i> .....	17
1.4.4	VITUS <sup>smart</sup> XXL <sup>®</sup> , Human Solutions .....	18

---

1.4.4.1	<i>Specifiche tecniche</i> .....	19
1.4.5	Leica T-Scan TS50-A <sup>®</sup> , Hexagon Metrology .....	19
1.4.5.1	<i>Specifiche tecniche</i> .....	20
1.4.6	FastSCAN <sup>™</sup> – FASTRACK <sup>®</sup> , Polhemus .....	20
1.4.6.1	<i>Specifiche tecniche FastSCAN<sup>™</sup></i> .....	21
1.4.6.2	<i>Specifiche tecniche FASTRACK<sup>®</sup></i> .....	21
1.4.7	Health Care Partner 3D Scanner, Creaform .....	22
1.4.7.1	<i>Specifiche tecniche</i> .....	23
1.5	SOLUZIONE PROPOSTA .....	23

---

<b>CAPITOLO 2 - MATERIALI E METODI</b> .....	<b>25</b>	
2.1	IL PROGETTO .....	26
2.2	RICOSTRUZIONE DELLE SUPERFICI .....	27
2.2.1	Calibrazione delle telecamere di tracking .....	28
2.2.2	Calibrazione della telecamera mobile.....	29
2.2.3	Ricostruzione di punti nel 3D a partire dal 2D .....	33
2.2.4	Calibrazione del piano laser .....	34
2.2.5	Acquisizione Laser .....	36
2.2.6	Compensazione del movimento respiratorio .....	37
2.3	STRUMENTI E TECNICHE DI VALUTAZIONE .....	39
2.3.1	Design di prova.....	40
2.3.2	Valutazione calibrazione telecamera mobile.....	41
2.3.3	Valutazione dell'accuratezza della ricostruzione 3D .....	42
2.3.3.1	<i>Acquisizione di una superficie planare</i> .....	42
2.3.3.2	<i>Acquisizione di un manichino antropomorfo</i> .....	43
2.4	INTERFACCIA GRAFICA .....	45

---

<b>CAPITOLO 3 - RISULTATI SPERIMENTALI</b> .....	<b>48</b>	
3.1	RISULTATI CALIBRAZIONE TELECAMERA MOBILE .....	49
3.1.1	Risultati numerici .....	49
3.2	RISULTATI ACCURATEZZA RICOSTRUZIONE SCANNER.....	51
3.2.1	Risultati ricostruzione superficie planare .....	51

---

3.2.2	Risultati ricostruzione manichino antropomorfo.....	55
3.2.3	Risultati ricostruzione manichino antropomorfo in movimento .....	61

---

<b>CAPITOLO 4 - CONCLUSIONI .....</b>	<b>65</b>	
4.1	VALUTAZIONE DELLE SPECIFICHE TECNICHE DELLO STRUMENTO.....	66
4.2	VALUTAZIONI DEL <i>SET-UP</i> DI PROVA.....	66
4.3	VALUTAZIONE CALIBRAZIONE TELECAMERA MOBILE.....	67
4.4	VALUTAZIONE ACCURATEZZA DI RICOSTRUZIONE 3D .....	68
4.4.1	Valutazione acquisizioni superficie planare .....	68
4.4.2	Valutazioni acquisizioni manichino antropomorfo .....	69
4.4.3	Valutazione acquisizioni manichino antropomorfo in movimento .....	70
4.5	CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI .....	71

---

<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>74</b>
---------------------------	-----------

## - Indice delle figure -

---

FIG. I: LO SCANNER SVILUPPATO IN QUESTA TESI E UNA DELLE TELECAMERE FISSE DI SMART.....	II
FIG. II: ELABORAZIONE CON MATLAB <sup>®</sup> DEI PUNTI RICOSTRUITI E LA RICOSTRUZIONE DELLA SUPERFICIE DEL MANICHINO CON GEOMAGIC STUDIO <sup>®</sup> .....	IV
FIG. III: MAPPE CROMATICHE DELLE DISTANZE TRA SUPERFICI ELABORATE CON GEOMAGIC STUDIO <sup>®</sup> .....	V

---

FIG. I: THE SCANNER DEVELOPED IN THIS WORK AND ONE OF THE FIXED TVCS.....	VII
FIG. II: MATLAB <sup>®</sup> ELABORATION OF RECONSTRUCTED POINTS AND COMPLEX SURFACE RECONSTRUCTION WITH GEOMAGIC STUDIO <sup>®</sup> .....	VIII
FIG. III: CHROMATIC MAPS OF DISTANCES BETWEEN SURFACES DEVELOPED WITH GEOMAGIC STUDIO <sup>®</sup> .....	IX

---

FIG. 1.1: ESEMPIO DI MODELLO 3D DELL'ARCATA DENTALE INFERIORE. ....	3
FIG. 1.2: ESEMPIO DI MASCHERA PER LA RADIOTERAPIA. ....	7
FIG. 1.3: ESEMPIO DI SISTEMA DI SCANSIONE DELLA PIANTA DELLA PIEDE E L'IMMAGINE TRIDIMENSIONALE DELLO STESSO.....	9
FIG. 1.4: SCHEMA SEMPLIFICATO DEL FUNZIONAMENTO DI UNO SCANNER LASER 3D CON IL PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO TOF. ....	10
FIG. 1.5: SCHEMA SEMPLIFICATO DEL FUNZIONAMENTO DEI SISTEMI A TRIANGOLAZIONE LASER .....	11
FIG. 1.6: IL SET-UP PER L'ACQUISIZIONE CON DUE TELECAMERE ED UN PROIETTORE, DUE PATTERN DIFFERENTI PROIETTATI SULL'OGGETTO E LA RICOSTRUZIONE 3D DELLO STESSO.....	12
FIG. 1.7: IL SISTEMA RANGE 7 <sup>®</sup> DI KONICA MINOLTA .....	14

FIG. 1.8: SCHEMA SEMPLIFICATO DEL FUNZIONAMENTO DEL RANGE7 <sup>®</sup> .....	14
FIG. 1.9: IL SISTEMA PX <sup>®</sup> DI CYBERWARE ED UN ESEMPIO DI SCANNERIZZAZIONE .....	15
FIG. 1.10: L'EASY FOOT SCAN <sup>®</sup> DI ORTHO BALTIC. ....	17
FIG. 1.11: SISTEMA DI SCANSIONE VITUS <sup>SMART</sup> XXL <sup>®</sup> DI HUMAN SOLUTIONS.....	18
FIG. 1.12: IL SISTEMA DI SCANSIONE LEICA T-SCAN TS50-A <sup>®</sup> DI HEXAGON METROLOGY ED IL RELATIVO SISTEMA DI TRACKING 3D. ....	19
FIG. 1.13: IL SISTEMA DI SCANSIONE FASTSCAN <sup>TM</sup> , MODELLO SCORPION .....	20
FIG. 1.14: UN'IMMAGINE CHE MOSTRA L'HEALTH CARE PARTNER 3D.....	22
<hr/>	
FIG. 2.1: LO SCANNER FRUTTO DEL LAVORO DI TESI.....	26
FIG. 2.2: UNA DELLE TELECAMERE FISSE CON IL FLASH MONTATO E LA <i>WORK-STATION</i> .....	27
FIG. 2.3: LA TERNA DI CALIBRAZIONE FORNITA IN DOTAZIONE DA BTS .....	28
FIG. 2.4: IL MODELLO <i>PINHOLE</i> .....	29
FIG. 2.5: LA SCACCHIERA UTILIZZATA PER LA CALIBRAZIONE .....	30
FIG. 2.6: SCACCHIERA IN DIVERSE POSIZIONI DELLO SPAZIO CON SOVRAPPONTE LA GRIGLIA IDENTIFICATA CON <i>FINDCHESSBOARDCORNERS</i> . ....	31
FIG. 2.7: L'IMMAGINE ORIGINALE E L'IMMAGINE UNA VOLTA TOLTE LE DISTORSIONI .....	31
FIG. 2.8: LA LINEA LASER OSSERVATA E LA LINEA LASER SOGLIATA .....	35
FIG. 2.9: IL PIANO LASER RICOSTRUITO CON VTK NELLO SPAZIO DI PROVA.....	35
FIG. 2.10: LO STESSO PIANO DELLA FIGURA 2.9 RICOSTRUITO CON MATLAB <sup>®</sup> .....	36
FIG. 2.11: PROFILO COMPLESSO .....	37
FIG. 2.12: I 6 MARCATORI POSTI IN POSIZIONI RICONOSCIBILI SUL MANICHINO ANTROPOMORFO PER LE PROVE SU PAZIENTI.....	38
FIG. 2.13: LA DISPOSIZIONE E L'INCLINAZIONE DEGLI ASSI SU CUI SONO POSTI I MARCATORI RISPETTO A QUELLO A SUPPORTO DELLA TELECAMERA.....	40
FIG. 2.14: LA DISPOSIZIONE DEI MARCATORI SCELTA PER LE PROVE SPERIMENTALI RISPETTO ALLA POSIZIONE DEL PIANO LASER CALIBRATO .....	41
FIG. 2.15: LA SCANSIONE EFFETTUATA CON EVIDENZIATI IN ROSSO I PUNTI CHE SICURAMENTE SONO FRUTTO DI IMPRECISIONI ELIMINABILI. ....	44
FIG. 2.16: LA <i>MESH</i> RELATIVA ALL'ACQUISIZIONE CON LO SCANNER LASER E QUELLA DEL MANICHINO.....	44

---

FIG. 2.17: LA VERSIONE DEFINITIVA DELLA <i>MAIN WINDOW</i> CON LO SPAZIO PER LA VISUALIZZAZIONE 3D DEI PUNTI. ....	45
FIG. 2.18: DETTAGLIO DELLA FINESTRA PRINCIPALE .....	46
FIG. 2.19: LA FINESTRA DI DIALOGO CHE GESTISCE LA CALIBRAZIONE DELLA TELECAMERA MOBILE. ....	47

---

FIG. 3.1: <i>BOX-PLOT</i> DELLE DISTRIBUZIONI DELLE DUE DIVERSE CALIBRAZIONI.....	49
FIG. 3.2: VISTE FRONTALE E LATERALE DELLA RAPPRESENTAZIONE DI 4 ACQUISIZIONI DELLO STESSO PIANO NELLA FINESTRA PRINCIPALE .....	53
FIG. 3.3: LE 4 DIVERSE ACQUISIZIONI DESCRITTE IN FIGURA 3.1 RIELABORATE CON MATLAB. ....	54
FIG. 3.4: L'ACQUISIZIONE VISTA NELLA FINESTRA DI VTK TRAMITE LA VISUALIZZAZIONE <i>REAL-TIME</i> , I PUNTI UNIFORMATI E SENZA RUMORE RIELABORATI CON GEOMAGIC ED I PUNTI ACQUISITI SOVRAPPOSTI AI PUNTI DEL MODELLO DELLA SCANSIONE TAC. ....	57
FIG. 3.5: IL PROCESSO DESCRITTO AL PARAGRAFO 2.3.3.2.....	58
FIG. 3.6: LE VISTE FRONTALE, DALL'ALTO E LATERALE DELLA SUPERFICIE DEL MANICHINO RICOSTRUITO IN FIGURA 3.5.....	59
FIG. 3.7: LE VISTE FRONTALE, DALL'ALTO E LATERALE DELLA GRIGLIA DI PUNTI RICOSTRUITA (PANNELLO A) E LA <i>MESH</i> RICOSTRUITA, POI RIPULITA DAL RUMORE, A PARTIRE DA QUESTA GRIGLIA (PANNELLO B).....	60
FIG. 3.8: 6 MAPPE DELLE DISTANZE TRA LA <i>MESH</i> RICOSTRUITA DAI PUNTI ACQUISITI DAL MANICHINO ANTROPOMORFO CON LO SCANNER E QUELLA RICOSTRUITA DAL MODELLO TAC .....	61
FIG. 3.9: 4 MAPPE DELLE DISTANZE TRA LA <i>MESH</i> RICOSTRUITA DAI PUNTI ACQUISITI CON IL MANICHINO ANTROPOMORFO IN MOVIMENTO E QUELLA RICOSTRUITA DAL MODELLO TAC. ....	64

---

FIG. 4.1: VISTA DEL PIANO LASER CALIBRATO, PROIETTATO SUL CCD.....	66
FIG. 4.2: IL <i>BOX-PLOT</i> DELLE DUE SESSIONI DI CALIBRAZIONE EFFETTUATE CON I PARAMETRI DI <i>OPENCV</i> E QUELLO RELATIVO AI PARAMETRI OTTIMIZZATI CON IL METODO AI MINIMI QUADRATI.....	67
FIG. 4.3: RAPPRESENTAZIONE GRAFICA OTTENUTA CON <i>MATLAB</i> . ....	68

FIG. 4.4: MAPPA CROMATICA DELLE DISTANZE TRA SUPERFICI.....	69
FIG. 4.5: IL <i>BOX-PLOT</i> RELATIVO AL CONFRONTO PER PUNTI E QUELLO DEL CONFRONTO TRA SUPERFICI. ....	71
FIG. 4.6: I CAVI CHE CONNETTONO LA TVC ALLA <i>WORK-STATION</i> , PASSANDO DALL'ILLUMINATORE IR. ....	72



## **- Indice delle tabelle -**

TAB. 3.1: I RISULTATI RELATIVI A 14 DIVERSE CALIBRAZIONI. ....	50
TAB. 3.2: I DATI RELATIVI A 3 ACQUISIZIONI CON CALIBRAZIONI DIFFERENTI DI 8 PIANI DISPOSTI NELLO SPAZIO 3D DI PROVA.....	52
TAB. 3.3: I RISULTATI RELATIVI A 3 ACQUISIZIONI CON CALIBRAZIONI DIFFERENTI DI MANICHINI DISPOSTI NELLO SPAZIO 3D.....	55
TAB. 3.4: I DATI RELATIVI A 2 ACQUISIZIONI CON CALIBRAZIONI DIFFERENTI DI MANICHINI MOSSI NELLO SPAZIO 3D.....	63

## - Sommario -

**L**o scopo del presente lavoro di tesi è lo sviluppo di una nuova tipologia di scanner portatile a lama laser per l'acquisizione *real-time* della superficie del torace per un'analisi quantitativa dei risultati pre e post-operatori in chirurgia plastica ricostruttiva. L'innovazione in tale sistema è la compensazione degli artefatti dovuti ai movimenti involontari del paziente, attraverso l'utilizzo di una configurazione di marcatori passivi posta sulla superficie da acquisire.

In chirurgia plastica ricostruttiva (*Plastic and Reconstructive Surgery*, PRS) lo sviluppo di strumenti che migliorino la qualità del piano operatorio e forniscano dati quantitativi per valutare il *follow-up* operatorio è centro di parecchie ricerche. I primi tentativi di valutazione oggettiva del risultato chirurgico in PRS sono stati l'*imaging* ottenuto tramite MRI, la creazione di calchi di gesso o cera, lo studio di riferimenti anatomici e modelli geometrici o il calcolo dello spostamento di volume con il principio di Archimede. Questi sistemi però presentavano diverse problematiche legate alla possibilità di valutare solo punti e non superfici (qualora si misurino parametri anatomici), ai costi, alla durata (nel caso di una scansione MRI) ed infine all'accuratezza dell'acquisizione (i calchi in cera o gesso presentano infatti un errore di ricostruzione che sfiora il centimetro).

Questo scenario ha reso necessario lo sviluppo di strumenti a basso costo, veloci ed accurati che garantiscano l'acquisizione del torace del paziente in condizioni naturali: gli scanner laser. I dispositivi di questo tipo presenti in commercio hanno però problemi riguardanti la velocità di acquisizione (elevata per gli scanner statici) e la completezza informativa della singola scansione (maggiore negli scanner portatili), che vengono amplificati qualora si utilizzino in campo medico per l'acquisizione di superfici "vive".

E' stato quindi creato e testato uno scanner portatile da utilizzare in ambito medico, sfruttando una telecamera optoelettronica (a cui è stato rimosso l'illuminatore IR) del sistema di acquisizione SMART DX 100 di BTS<sup>®</sup> (Brooklyn, USA) e da un laser rosso di

classe III B ( $\lambda = 650 \text{ nm}$ , potenza = 7,0 mW) di linea, rigidamente connessi tra loro attraverso un supporto realizzato in PLA. La coppia rimanente di telecamere del medesimo sistema è stata utilizzata per seguire lo spostamento dello scanner nello spazio di prova tramite il *tracking* di 3 marcatori passivi posti sopra ad esso (Fig. I), e per registrare la posizione dei marcatori passivi che porremo sul paziente per osservarne i movimenti.

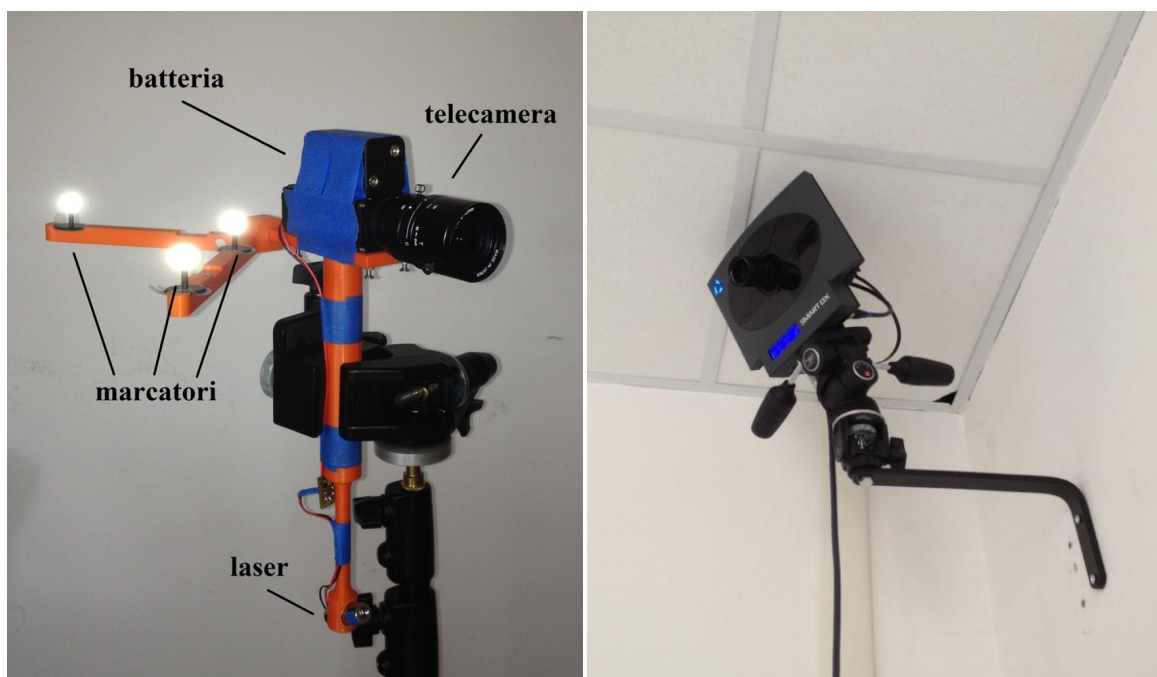


Fig. I: A sinistra, lo scanner sviluppato in questa tesi: si possono notare il laser di linea, i marcatori passivi e la telecamera. A destra, una delle telecamere fisse di SMART dove si nota la presenza dell'illuminatore IR.

Al fine di consentire la ricostruzione di superfici tridimensionali è stato necessario mettere a punto una procedura che permette la calibrazione sia della telecamera mobile che del piano laser tenendo immobile lo scanner. Per la prima, sono stati implementati metodi e funzioni propri delle librerie di OpenCV acquisendo un oggetto di dimensioni note (una scacchiera), ricavando parametri relativi alla calibrazione poi ottimizzati con una stima ai minimi quadrati. Per la seconda, è stato sviluppato un algoritmo che permette la ricostruzione 3D nel sistema di riferimento assoluto della posizione di un punto 2D localizzato sul piano immagine della telecamera: la ricostruzione del piano laser avviene muovendo un pannello marcato avanti ed indietro rispetto all'emettitore laser.

Esprimendo tutti i parametri trovati rispetto ad un sistema di riferimento locale solidale con lo scanner è possibile muovere quest'ultimo nello spazio di prova per ricostruire una superficie 3D sempre a partire dalle coordinate 2D sul piano immagine.

Come previsto, le telecamere fisse sono state utilizzate anche per registrare una configurazione di marcatori passivi posta sul paziente, in modo da quantificare e compensare i movimenti involontari del paziente per ottenere una ricostruzione 4D della superficie. I marcatori sono stati posti in punti di *repere* anatomici: sul giugolo, sul processo xifoideo, e bilateralmente, sulla clavicola e sul bordo mediale della gabbia toracica, all'altezza dell'apice inferiore della 10 costola. Osservando questi marcatori è stato possibile costruire un sistema di riferimento locale sul torace del paziente rispetto al quale sono stati ricostruiti i punti.

Per valutare le prestazioni dello scanner in termini di funzionalità, accuratezza e tempi di acquisizione lo abbiamo testato in laboratorio valutando dapprima la qualità della calibrazione della telecamera mobile (2 sessioni di test, 24 calibrazioni) e poi l'accuratezza della ricostruzione 3D acquisendo una superficie planare (3 sessioni di test, 24 piani acquisiti) (Fig. II) ed un manichino antropomorfo prima fermo (4 sessioni di test, 24 manichini acquisiti) e poi in movimento (3 sessioni di test, 24 manichini acquisiti) (Fig. II). L'analisi dei dati è stata eseguita utilizzando MATLAB<sup>®</sup> (The MathWorks, Natick, MA, USA) e Geomagic Studio<sup>®</sup> (Morrisville, NC, USA).

L'accuratezza della calibrazione della telecamera mobile è stata espressa calcolando la distanza 3D mediana tra i marcatori posti sulla scacchiera calcolati con SMART e quelli ricostruiti con l'algoritmo, sia prima che dopo l'applicazione del metodo di stima ottima.

Le prove di acquisizione della superficie planare sono servite sia per valutare l'accuratezza dello scanner nella ricostruzione di una superficie nota (calcolando la distanza tra i punti ricostruiti ed il loro piano regressore, una volta tolti gli *outliers*), sia per quantificare la capacità dello scanner di porre la superficie all'interno dello spazio di prova (calcolando la distanza 3D tra il piano ricostruito a partire dai marcatori posti su esso osservati da SMART ed i punti ricostruiti).

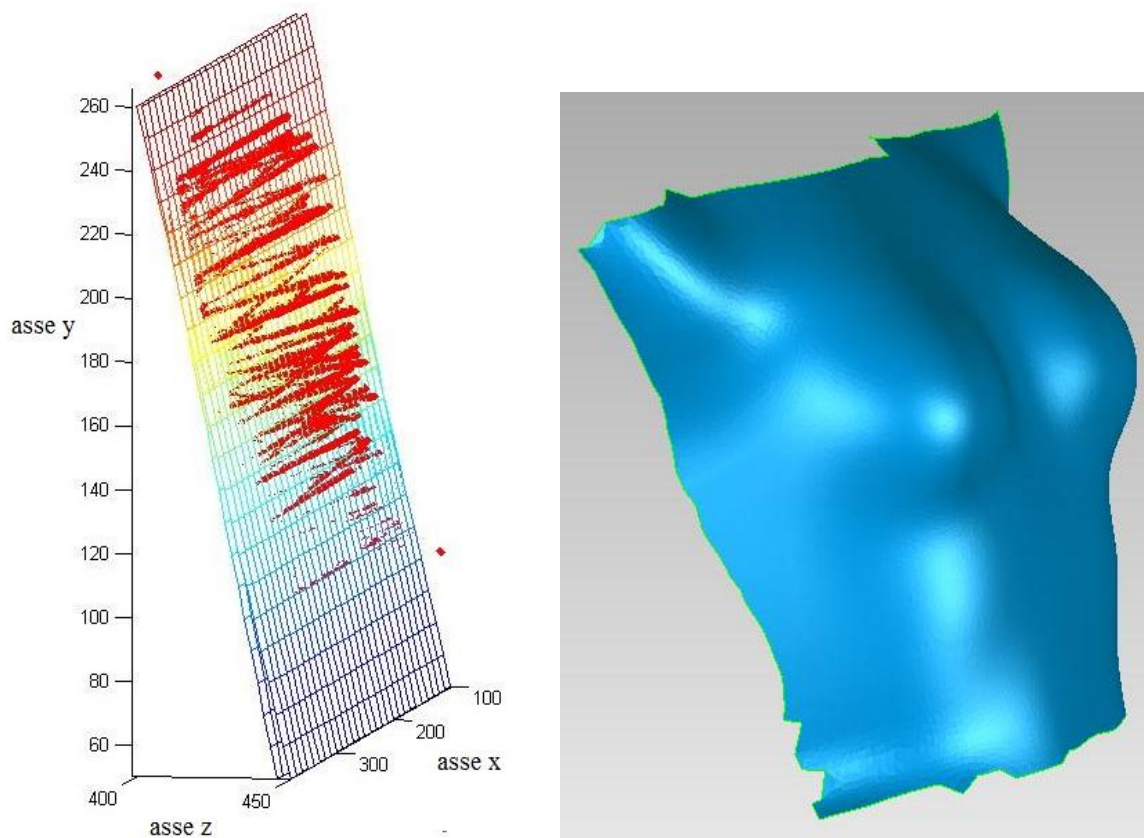


Fig. II: A sinistra, elaborazione con MATLAB<sup>®</sup> dei punti ricostruiti confrontati con il loro piano regressore ed il piano ricostruito a partire dalle coordinate dei marcatori in SMART. A destra, la ricostruzione della superficie del manichino, utilizzando Geomagic Studio<sup>®</sup>.

I manichini antropomorfi ricostruiti sono stati confrontati con un modello del fantoccio ricavato da una scansione TAC: sono stati calcolati sia il residuo di una registrazione per punti corrispondenti sia quello calcolato dalla registrazione delle superfici ricostruite a partire da questi punti.

Per quanto riguarda l'accuratezza della calibrazione mobile, sono stati trovati errori di ricostruzione 3D pari a  $2,43 \pm 0,54$  mm (mediana  $M \pm$  distanza interquartile IQR) poi ridotti fino a  $0,64 \pm 0,22$  mm ( $M \pm$  IQR) grazie all'algoritmo di stima ai minimi quadrati.

Nella valutazione delle superfici planari, la distanza tra i punti ricostruiti ed il loro piano regressore è stata di  $0,78 \pm 0,78$  mm ( $M \pm$  IQR) mentre l'errore di localizzazione spaziale si è attestato su valori di  $2,91 \pm 1,61$  mm ( $M \pm$  IQR).

Valutando il manichino antropomorfo fermo i residui sono pari a  $1,1 \pm 0,2$  mm ( $M \pm$  IQR) per quanto riguarda il confronto tra punti, e a  $0,7 \pm 0,18$  mm ( $M \pm$  IQR) nel confronto tra superfici. Valutando la ricostruzione del manichino in movimento con gli

stessi indici sono stati trovati valori di  $1,13 \pm 0,14$  mm ( $M \pm IQR$ ) e di  $0,67 \pm 0,16$  ( $M \pm IQR$ ) rispettivamente.

Un'ulteriore analisi delle superfici complesse, acquisite con il laser e confrontate con il modello TAC, è stata fatta con Geomagic utilizzando le mappe cromatiche delle distanze tra superfici, come si vede in figura III.

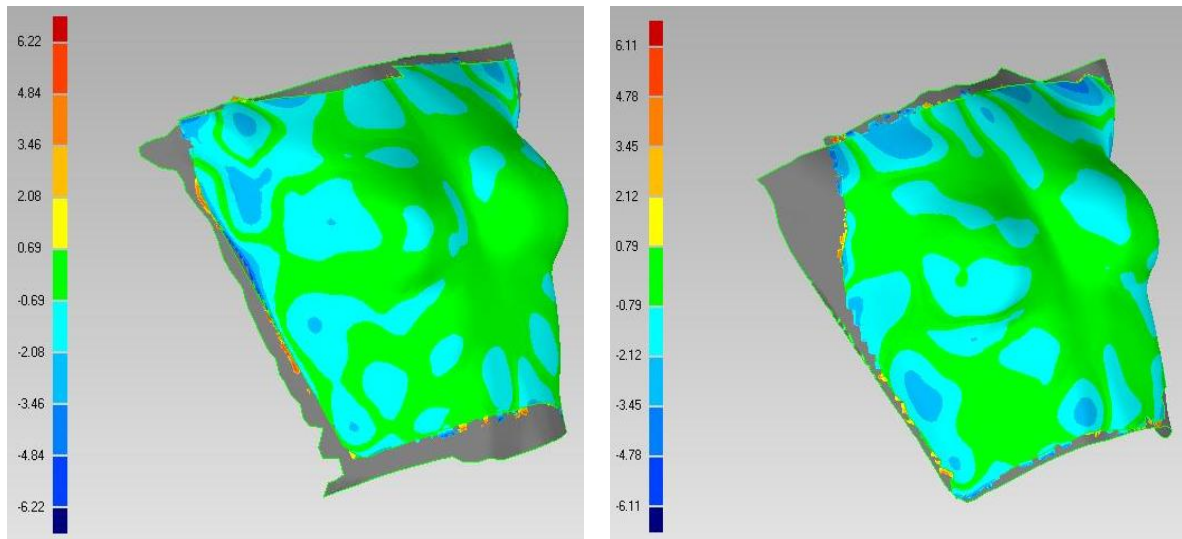


Fig. III: Mappe cromatiche delle distanze tra superfici elaborate con Geomagic.

I risultati ricavati dalle attività sperimentali hanno mostrato ottime prestazioni nella ricostruzione 3D delle superfici sia per quanto riguarda l'accuratezza sia per i brevi tempi di acquisizione, sfruttando uno strumento di visualizzazione *real-time*. Si è inoltre osservato come lo strumento per la compensazione dei movimenti sia efficacemente riuscito a compensare quegli artefatti altrimenti ineliminabili.

## - Summary -

The purpose of the present work is to develop a new kind of hand-held line laser scanner for thorax real-time acquisition for quantitative surgical outcomes evaluation in Plastic and Reconstructive Surgery. The innovative aspect featured by the system is the reduction of surface-reconstruction artifacts due to involuntary movements by fitting the patient with a configuration of passive markers.

In PRS there is an emerging need of increasing the quality of surgical plan with the development of instruments that provide quantitative outcomes. In this way the first attempts were Magnetic Resonance Imaging (MRI), thermoplastic casts, anatomic and geometric models studies or the calculation of volume displacement with Archimedes principles. The problems of that systems were single points evaluation (with anatomical parameters) and acquisition price, duration (for MRI) and accuracy (for thermoplastic casts).

Laser scanners were developed for their low prices, accuracy and velocity in patient natural-positioning acquisition. The scanners available on the market have problems due to low velocity (for hand-held one) or to incompleteness of an acquisition (for static one), that become worst with "alive" surface scans.

We developed and tested a hand-held laser scanner for medical applications using SMART DX 100 (BTS<sup>®</sup>, Brooklyn, USA) optoelectronic TV camera (without IR illuminator) coupled with a red laser line ( $\lambda = 650$  nm, power = 7,0 mW, III B class) by a PLA support. Same system's remaining couple of TVCs were used to track the motion of the scanner in the probe space, with 3 passive markers mounted on it (Fig. I), and to reconstruct 3D position of the marker on the patient.

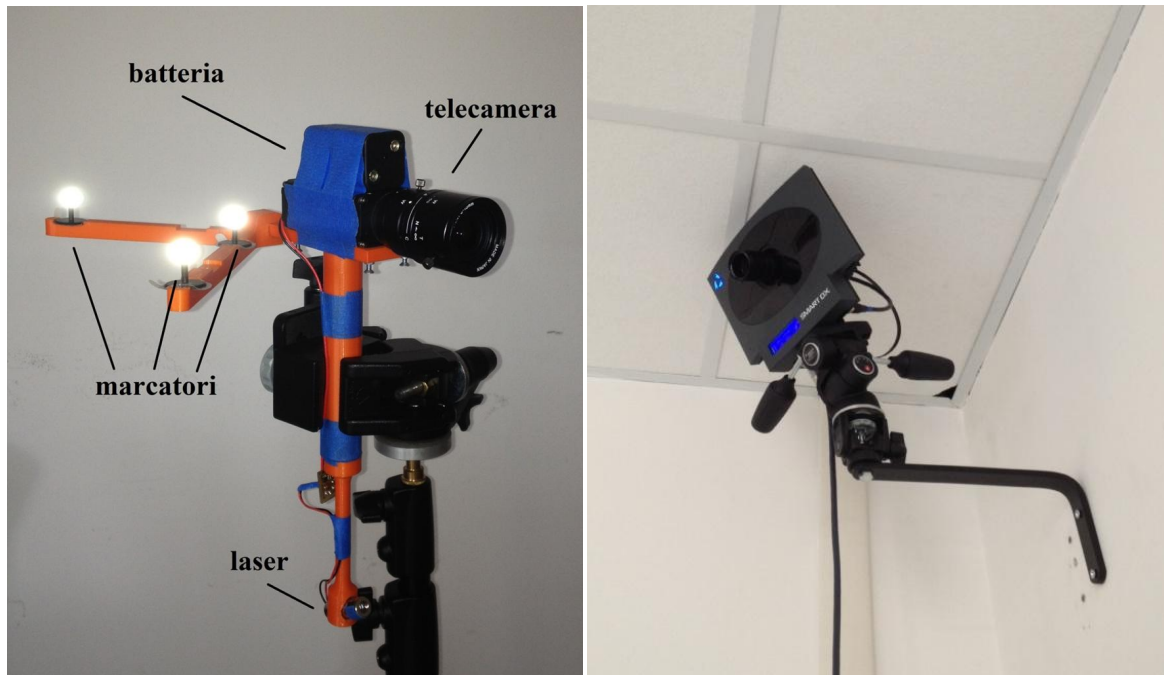


Fig. 1: On the left, the scanner developed in this work: we can see laser line, passive markers and the TVC. On the right, one of the fixed TVCs: we can see the IR illuminator.

In order to reconstruct 3D surfaces, we create a procedure for the calibration of mobile TVC and laser plane with the scanner in a fixed position. For the first, we acquire a note object (a chessboard) using OpenCV libraries methods and functions to calculate calibration's parameters, later optimized with least-squares estimation. For the second, we developed an algorithm to reconstruct the 2D position on the TVC's image plane in 3D absolute system: by moving a marked panel back and forth in front of the laser scanner, laser plane is created.

Expressing found parameters in respect of a local system on the scanner, we can move it in the probe space to reconstruct 3D surfaces from 2D images.

According to our set-up, the fixed TVCs were also used to detect the position of a configuration of passive markers fitted on the patients, thus providing the quantification and compensation of involuntary movements of the patients for 4D surface acquisition. Markers were placed on specific anatomical landmarks: on the jugular lacuna, on the xiphoid process, and bilaterally, on the clavicle and on the medial edge of the rib cage, few centimetres above the umbilical line.

In order to evaluate the scanner performance in terms of functionality, accuracy and acquisition time we tested it in laboratory to evaluate mobile TVC calibration accuracy (2 sessions, 24 calibrations) and 3D reconstruction accuracy acquiring a plane (3 sessions, 24



planes acquired) (Fig. II), a fixed phantom (4 sessions, 24 phantoms) and a moving one (3 sessions 24 phantoms) (Fig. II). The data analysis was performed using MATLAB<sup>®</sup> (The MathWorks, Natick, MA, USA) and Geomagic Studio<sup>®</sup> (Morrisville, NC, USA).

The accuracy of moving TVC calibration was calculated as the 3D median distance between markers on the chessboard reconstructed using SMART and the developed algorithm, before and after the use of least-square method.

The acquisitions of a plane surface evaluates the accuracy of the scanner both in a note surface reconstruction (calculation of 3D distance between reconstructed points and their regress plane, without the outliers) and in probe space positioning (calculation of 3D distance between plane reconstructed with SMART and reconstructed points).

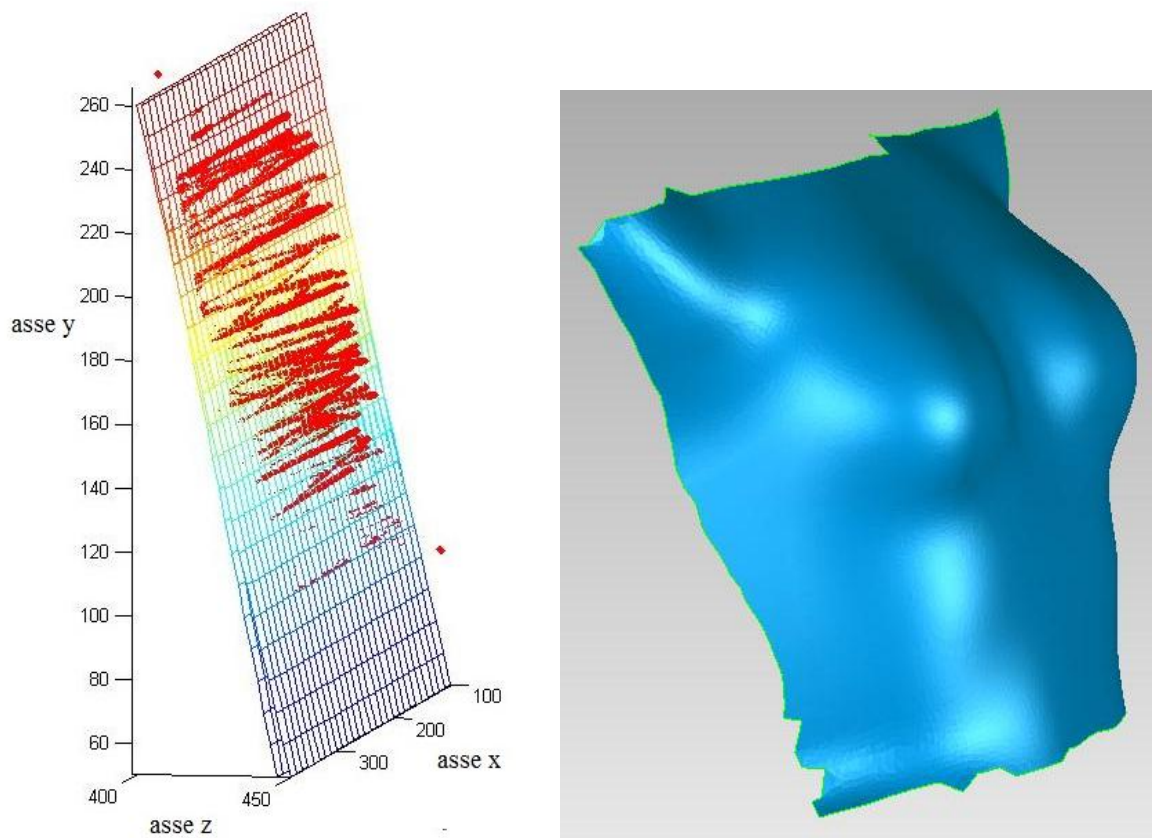


Fig. II: On the left, MATLAB<sup>®</sup> elaboration of reconstructed points compared with regress and SMART plane. On the right, complex surface reconstruction with Geomagic Studio<sup>®</sup>.

The reconstructed anthropomorphic phantoms were matched with the phantom surface model obtained from a CT scan: the residual between points and surfaces registration was calculated.

On accuracy of moving TVC calibration, the 3D reconstruction error was found to be  $2,43 \pm 0,54$  mm (median  $M \pm$  interquartile range IQR) reduced to  $0,64 \pm 0,22$  mm ( $M \pm$  IQR) with least-square algorithm.

On plane surface evaluation, 3D distances between points and regress plane were  $0,78 \pm 0,78$  mm ( $M \pm$  IQR), while between points and SMART plane were  $2,91 \pm 1,61$  mm ( $M \pm$  IQR).

Evaluating fixed phantoms, points residual was  $1,1 \pm 0,2$  mm ( $M \pm$  IQR) and  $0,7 \pm 0,18$  mm ( $M \pm$  IQR) for surface residual, while for moving ones was respectively  $1,13 \pm 0,14$  mm ( $M \pm$  IQR) and  $0,67 \pm 0,16$  mm ( $M \pm$  IQR).

Geomagic chromatic maps of distances between surfaces are another way to analyze complex surfaces, acquired with laser scan and matched with TAC model, as we can see in figure III.

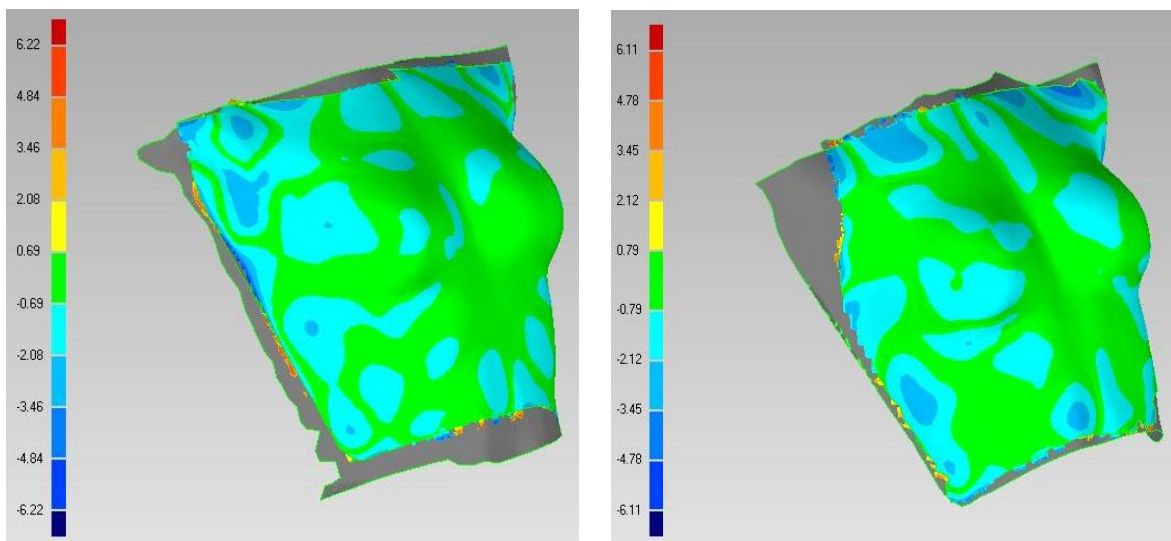


Fig. III: Chromatic maps of distances between surfaces developed with Geomagic.

The results of the reported experimental activities pointed out excellent performance of the scanner in surface 3D reconstruction in short time, using a real-time visualization method. We observe also that the system developed for movements compensation really reduces artifacts.

## - Capitolo 1 -

### *Stato dell'arte*

**L**a valutazione tridimensionale delle superfici corporee ha un'importanza fondamentale in operazioni di chirurgia plastica, ricostruttiva ed estetica al fine di elaborare un piano operatorio e confrontare il risultato chirurgico previsto con la realtà post-operatoria.

La tecnologia laser viene sempre più spesso utilizzata nella ricostruzione di superfici 3D in quanto supera i difetti presenti in altri sistemi di acquisizione di superfici (dai calchi in gesso [26], alle scansioni TAC o RM [25]) mantenendo un elevato grado di accuratezza.

In questo primo capitolo verranno elencati i campi in cui vi è maggiore sviluppo delle tecnologie laser. Verranno quindi descritti i principali metodi di ricostruzione 3D utilizzati dagli scanner laser e ottici, si descriveranno i principali dispositivi presenti in commercio ed infine si proporrà la soluzione per lo sviluppo dello strumento oggetto di questa elaborazione.

## **1.1 Scanner 3D per la creazione di ortesi e protesi**

Le ortesi sono dei dispositivi medici esterni utilizzati per modificare le caratteristiche strutturali/funzionali del sistema neuromuscolare o scheletrico, mentre le Protesi sono dei dispositivi artificiali atti a sostituire una parte del corpo mancante.

La creazione di entrambi i dispositivi è da sempre difficoltosa in quanto si trattano delle superfici estremamente complesse. Gli strumenti che si utilizzano, vale a dire stampi effettuati col gesso o con materiale plastico, non sono del tutto adeguati per adempiere ai severi standard medici [1] e forniscono dati che possono essere trattati soggettivamente dall'operatore e sono scarsamente ripetibili tra loro.

Le tecnologie laser, essendo strumenti che permettono di rendere le acquisizioni veloci e molto accurate, vengono affiancate alle acquisizioni manuali così da renderle quantitativamente valutabili [2], riducendo così la dipendenza del buon risultato dall'esperienza dell'operatore. I dati che possediamo a valle di una scansione sono digitalizzati e possono essere gestiti molto semplicemente da un PC. Nella valutazione circa una buona scansione, viene necessariamente messa al primo posto la velocità con cui i dati vengono digitalizzati, in quanto ciò limita la variabilità della superficie acquisita che necessariamente è mobile [3].

Un importante esempio circa le potenzialità dell'utilizzo di tecnologie laser per lo sviluppo di ortesi si ha nel caso neonati affetti da plagiocefalia (una deformazione patologica della teca cranica durante i primi mesi di vita) [4]. Nei casi più gravi è necessario avvalersi di ausili, caschi soprattutto, che permettono un corretto posizionamento della testa e del collo. Le tecnologie laser permettono in questo caso di sviluppare ortesi adattate alla morfologia del paziente, permettendo inoltre di ricavare informazioni utili per valutare l'evoluzione della patologia nel tempo [5].

## **1.2 Scanner 3D in chirurgia**

L'utilizzo di scanner 3D in ambito chirurgico permette una ricostruzione precisa ed accurata delle superfici che il chirurgo dovrà andare a trattare in sala operatoria, permettendo una pianificazione operatoria quantitativa basata su informazioni geometriche. E' inoltre possibile eseguire delle simulazioni del risultato chirurgico a partire dai dati 3D in modo da valutare a priori ed eventualmente modificare il piano preoperatorio.

Attraverso l'utilizzo di queste tecnologie in mastoplastica ricostruttiva, è garantita la valutazione di superfici in maniera molto più realistica rispetto a quelle ricostruite mediante TAC o MRI, che non riescono a simulare gli effetti della forza di gravità in quanto il paziente in queste analisi deve essere necessariamente sdraiato all'interno del *gantry* in cui scorre il lettino. Con gli scanner laser i pazienti solitamente restano seduti, permettendo così l'osservazione delle superfici nella loro posizione naturale.

### 1.2.1 Applicazioni in chirurgia orale e maxillo-facciale

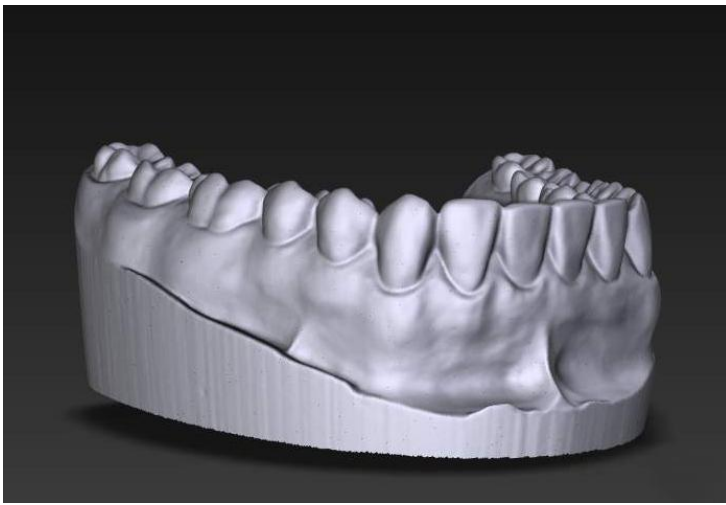


Fig. 1.1: Esempio di modello 3D dell'arcata dentale inferiore.

La scansione laser intra-orale può essere difficoltosa in quanto il paziente può muoversi durante l'acquisizione, ma, nonostante ciò, presenta notevoli vantaggi rispetto alle tecniche esistenti qualora si vogliano elaborare dei modelli 3D (Fig. 1.1),

documentare il decorso post-operatorio del paziente, simulare la chiusura di uno spazio in seguito all'estrazione di un dente oppure creare apparecchi per l'allineamento dei denti [6].

In odontoiatria gli scanner laser sono utilizzati per sostituire i sistemi standard di imaging (raggi X) quando non sono necessarie informazioni della struttura interna dell'arcata dentaria, limitando così l'esposizione del paziente a radiazioni ionizzanti; questi sistemi permettono di ricavare informazioni utili per diagnosi e pianificazione chirurgica, evitando di sottoporre il paziente alle radiazioni che scaturiscono da una panoramica dentale [7].

Il livello di accuratezza nella ricostruzione fatta a partire da un modello 3D, confrontato con quello di un calco in gesso, risulta elevato ma non del tutto idoneo per creare dei modelli fisici utilizzabili in ambito clinico, in quanto i modelli in gesso riportano

con maggiore precisione i piccoli dettagli [8]: le scansioni laser possono essere utilizzate come strumento aggiuntivo alle tecniche già esistenti [9].

E' inoltre sempre più frequente l'utilizzo di tecnologie laser per creare protesi dentarie, capsule o per pianificare operazioni di correzione di una malocclusione [10]. Quando l'utilizzo di protesi non è sufficiente ed è necessario ricorrere ad interventi chirurgici, i sistemi di scansione laser vengono utilizzati per l'acquisizione della superficie esterna delle strutture ossee, oltre che del cavo orale, per fornire indicazioni utili alla pianificazione dell'intervento [7] e per avere dei dati relativi al *follow-up* operatorio [10].

In chirurgia maxillo-facciale la scansione laser viene utilizzata per lo studio della simmetria del volto umano [11,12], l'analisi delle modifiche alle strutture facciali dovute alla crescita corporea e allo sviluppo dei caratteri sessuali secondari [11,13,14], la valutazione delle modifiche morfologiche nel decorso post-operatorio [11,15], la registrazione del volto dei pazienti senza marcatori passivi [17,18] e lo studio della mimica facciale [19].

Lo studio delle simmetrie nel volto è centro di parecchi studi in quanto è stato verificato che, data l'intimità di faccia e cervello in fase embrionale, ad un dimorfismo dell'una può corrispondere un dimorfismo dell'altro che spesso sfocia in disturbi bipolari o schizofrenia [16]. Inoltre l'analisi quantitativa della simmetria dei volti applicata a gemelli, ha contribuito a determinare l'esistenza di una sostanziale differenza fisica tra gemelli monozigoti e dizigoti [12].

La scansione laser di una superficie è utile qualora si voglia registrare il profilo di un paziente in fase intra-operatoria senza basarsi esclusivamente sull'utilizzo di marcatori passivi, che sono utilizzati per identificare il volto del paziente tramite dei punti di *repère* anatomici [17]. La registrazione con sistemi a scansione laser risulta meno precisa rispetto a quella garantita con il metodo dei punti corrispondenti [17,18], ma se si utilizzano le tecniche contemporaneamente si ottengono risultati che migliorano le prestazioni di entrambe [18]. L'utilizzo di scanner laser si rivela utile soprattutto quando è necessario simulare la deformazione dei tessuti molli, non essendo questa legata a punti fissi di *reper* che male approssimano modifiche non rigide [17].

La quantificazione della mimica facciale rappresenta una necessità qualora si voglia effettuare un'investigazione comparativa in chirurgia maxillo-facciale: i sistemi laser garantiscono dei buoni risultati riuscendo a differenziare efficacemente la mimica dei

soggetti sani confrontata con quella dei soggetti patologici, in quanto nei primi gli spostamenti nelle medesime aree risultano molto simili [19].

### 1.2.2 Applicazioni in chirurgia plastica ricostruttiva

Rispetto alle altre branche della chirurgia, in chirurgia plastica ricostruttiva (*Plastic and Reconstructive Surgery*, PRS) si aggiungono dei parametri di valutazione del risultato chirurgico difficilmente descrivibili attraverso valori numerici come, ad esempio, la soddisfazione della paziente da un punto di vista estetico, che affiancano i parametri quantificabili [20].

Anche se i pazienti normalmente capiscono la necessità di trattare chirurgicamente un tumore, una ricostruzione plastica post-mastectomia può decisamente abbassare la qualità di vita di una donna, soprattutto se l'insoddisfazione della paziente rispetto al risultato è elevata [21]. Esistono studi volti a valutare questo aspetto dal punto di vista soggettivo, sottoponendo le pazienti a questionari in cui è possibile indicare il livello di soddisfazione sulla base di scale numeriche arbitrarie [21].

I primi tentativi di valutazione oggettiva del risultato chirurgico in PRS sono stati l'*imaging* ottenuto tramite MRI [22,23,24,25], la creazione di calchi di gesso o cera [26], lo studio di riferimenti anatomici e modelli geometrici [22,23,27], il calcolo dello spostamento di volume con il principio di Archimede [28]. Questi sistemi però presentavano diverse problematiche legate alla possibilità di valutare solo punti e non superfici (qualora si misurino parametri anatomici [27]), ai costi, alla durata (nel caso di una scansione MRI [22]) ed infine all'accuratezza dell'acquisizione (i calchi in cera o gesso presentano infatti un errore di ricostruzione che sfiora il centimetro [26]).

Recentemente la ricerca di sistemi affidabili per l'acquisizione della morfologia della mammella ha portato all'utilizzo dei sistemi di scansione laser per la creazione di modelli 3D utili alla pianificazione preoperatoria e alla valutazione del *follow-up* post-operatorio [29,30,31]. I primi studi che sono stati effettuati in questa direzione erano volti all'individuazione delle superfici in soggetti sani, finalmente acquisiti in posizione eretta [29], oppure alla valutazione del decorso operatorio post-mastectomia [30].

Il problema principale che si incontra utilizzando strumenti di scansione laser è dovuto al fatto che essi sono per lo più sviluppati per essere usati in ambito industriale e non medico, e quindi sono incapaci di sopperire ad incertezze che si incontrano acquisendo

soggetti umani. Recentemente studi hanno contribuito in parte a risolvere il problema della compensazione dei movimenti sia volontari che involontari del paziente, ottenendo un'incertezza in fase di ricostruzione 3D nell'ordine del millimetro [31].

Nonostante i buoni risultati queste tecniche risultano avere ancora debolezze soprattutto per quanto riguarda la durata di un'acquisizione e la necessità di una valutazione tecnica e clinica adeguata al campo di utilizzo [32].

### 1.2.3 Applicazioni in radioterapia e adroterapia

L'*imaging* in radioterapia e adroterapia ricopre un ruolo fondamentale da tre punti di vista: permette la pianificazione del trattamento, ne verifica la corretta esecuzione e valuta gli effetti della terapia a valle di essa.

Durante le sedute il corretto posizionamento del paziente è quindi fondamentale, affinché il tumore sia sufficientemente colpito dai fasci, permettendo così che la terapia risulti efficace, senza incorrere in un'eccessiva irradiazione delle zone corporee sane che circondano la lesione, che verrebbero in questo modo danneggiate [33].

Naturalmente tecniche come la TAC o la MRI sono insostituibili per quanto concerne la loro capacità di delineare i profili di masse interne, ma possono essere affiancate da sistemi che acquisiscono la superficie esterna del paziente con l'utilizzo di marcatori passivi [33], così da poter allineare accuratamente il volume interno con dei punti fiduciali esterni e con il fascio terapeutico [34]. La terapia può essere frazionata in più giorni facendo dei tatuaggi sul paziente, così da posizionare i marcatori sempre nel medesimo punto [35].

Questo approccio è efficace ma non abbastanza preciso in quanto non riesce a compensare adeguatamente le due principali fonti di errore di posizionamento [36,37]. La prima dovuta ai movimenti involontari o respiratori del soggetto, o alle naturali variazioni di volume di alcuni organi (come, ad esempio, la vescica o il retto). La seconda dovuta all'incertezza del *set-up* geometrico nel posizionamento dei marcatori passivi, unita all'errore introdotto dal sistema di acquisizione nella loro localizzazione spaziale.

La grande potenzialità dei sistemi che si basano sugli scanner laser sta nel garantire un'accurata conoscenza del profilo del paziente istante per istante facendo un *matching* tra superfici, nonostante vengano utilizzati strumenti a bassissimo costo, eliminando quindi la dipendenza da marcatori esterni passivi [37]. Anche i sistemi laser possono essere utilizzati



qualora si decida di ripartire la terapia in diversi giorni frazionandola, in quanto permettono di correggere eventuali errori di posizionamento del paziente senza dover ricorrere ogni volta ad una radiografia [38].

A volte i due sistemi, marcatori passivi e laser, vengono utilizzati insieme, introducendo un sistema ibrido che garantisce un controllo della posizione più accurato [38], migliorando le prestazioni di entrambi i metodi.

Studi hanno mostrato come il posizionamento ottenuto con sistemi laser sia molto simile a quello ottenuto in fase di pianificazione con la scansione CT [39]. La soluzione migliore per ora è quella di avvalersi contemporaneamente di due sistemi (raggi X e scanner laser) che si compensano: le acquisizioni a raggi X permettono di seguire il movimento del tumore dovuto per esempio al respiro, mentre il sistema laser permette, attraverso la relazione con strutture di superficie fisse, di abbassare la frequenza di acquisizione del sistema ionizzante [39,40].

I laser vengono normalmente localizzati sopra ad un sistema di *imaging* tomografico, ed è stato verificato che questo accoppiamento porta a posizionamenti con errori inferiori al millimetro [41].

I tumori la cui posizione è solidale con lo scheletro del paziente, come quelli di testa e collo, possono essere trattati in maniera molto efficace posizionando il paziente con una delle tecniche prima descritte [42,43,44,45] o creando una maschera termoplastica che ricopre perfettamente il volto del soggetto che viene così collegato rigidamente al lettino (Fig. 1.2) [46].



Fig. 1.2: Esempio di maschera per la Radioterapia.

I tumori posti in distretti ampiamente deformabili, come ad esempio quello della prostata, sono più difficili da trattare: per potere procedere con la terapia si devono per forza conoscere il *range* di

movimento dell'organo in cui è localizzato il carcinoma e la variabilità che si può incontrare nel posizionamento del paziente [35]. Gli scanner laser possono essere utilizzati anche in questo caso in quanto possono fornire informazioni utili al calcolo del movimento del tumore, qualora si conosca il modello che lega i movimenti esterni con quelli interni [47].

#### **1.2.4 Applicazioni in podologia**

La podologia è quella branca della medicina che si occupa di trattare chirurgicamente i disordini riguardanti la caviglia, il ginocchio e le estremità inferiori. Il metodo standard per ricavare informazioni relative alla fisionomia del piede è quello dello stampo con materie plastiche, ottenuto con il paziente in posizione supina, discostato quindi da una posizione naturale eretta [48].

Questa tecnica, come già osservato nel paragrafo 1.2.1, è soggetta ad imprecisioni e dipende fortemente dall'abilità dell'operatore. Questo rende meno accurata la replicazione dei parametri del piede, rendendo più difficile la realizzazione di ortesi adeguate alla correzione dello specifico problema del paziente [49]. Non permette inoltre di valutare correttamente l'abduzione dell'avampiede sulla parte posteriore di esso e non considera adeguatamente la presa delle dita dei piedi [50].

La prassi clinica per la definizione del carico sul piede, oltre all'utilizzo di calchi, prevede: l'esame baropodometrico eseguito su superfici sensorizzate con *strain gauge* che quantificano gli sforzi che piede e terreno scambiano, lo studio con solette sensibili e lo studio primitivo delle impronte del piede ottenute con l'inchiostro [49].

Le tecniche laser vengono sempre più utilizzate in podologia in quanto sono utili sia per ricostruire nello spazio tridimensionale le ossa che devono essere corrette chirurgicamente, sia per aiutare i medici soprattutto nell'analisi del carico sui piedi e della relativa postura [48]. Gli scanner garantiscono un'accuratezza submillimetrica, quindi permettono, ad esempio, la creazione di perfette solette correttive atte a migliorare la postura del soggetto [51], oppure di adeguate scarpe ortopediche.

Nella figura 1.3 è possibile avere un esempio del *set up* in cui vengono fatte queste misurazioni avvalendosi dei sistemi laser.

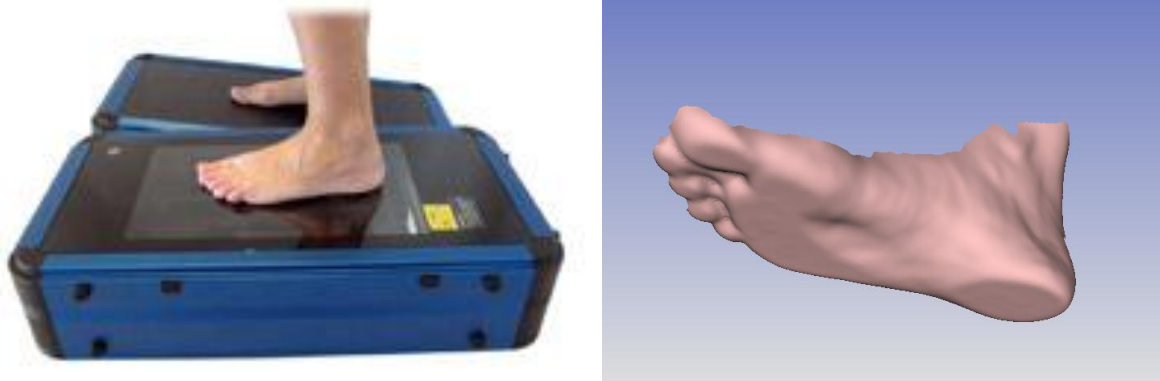


Fig. 1.3: A sinistra, esempio di sistema di scansione della pianta della piede. A destra, l'immagine tridimensionale dello stesso.

### 1.2.5 Problematiche aperte

Il principale problema che può essere causa di errori durante l'acquisizione della superficie di un soggetto è sicuramente la presenza di movimenti involontari, in particolare quelli respiratori. Tali movimenti possono generare artefatti sulla superficie acquisita difficili da rimuovere, quindi sono state sviluppate nel tempo diverse tecniche volte ad ovviare a questo problema.

Nelle acquisizioni CT, i movimenti respiratori sono causa di artefatti che possono inficiare la diagnosi di eventuali patologie e, nel caso della pianificazione di un trattamento radioterapico, possono impedire il corretto "inseguimento" della massa tumorale da irradiare durante il ciclo respiratorio. Le soluzioni presenti in letteratura per superare tali problemi sono principalmente tre. Il primo, chiamato *slow CT*, si basa sull'acquisizione a bassa velocità delle *slice TAC*, il cui contenuto informativo viene mediato sull'intero ciclo respiratorio. Il secondo è l'*inhale and exale breath-hold*, in cui la scansione viene eseguita ad intervalli regolari durante i quali viene chiesto al paziente di trattenere il respiro, rispettivamente al massimo inspiratorio e al massimo espiratorio. L'ultimo sistema per ovviare ai problemi dovuti ai movimenti respiratori è l'utilizzo della 4D-CT che permette di acquisire l'intero volume di interesse a diversi istanti del ciclo respiratorio [52].

Per quanto riguarda la scansione laser di una superficie, diverse tecniche sono state proposte per la compensazione dei movimenti respiratori, dal *breath-hold* all'acquisizione dei movimenti tramite marcatori passivi laser con risultati comparabili ed accuratezze nell'ordine del millimetro [31].

La velocità dello strumento nella ricostruzione delle superfici è fondamentale poiché il suo abbassamento è direttamente proporzionale alla diminuzione di imprecisione nella misura: servono dunque strumenti più veloci in quanto gli attuali sistemi risultano ancora troppo lenti [32].

Come vedremo in seguito infatti il sistema di ricostruzione 3D che sfruttano quasi tutti i dispositivi in commercio, cioè la triangolazione laser, è sì veloce ma non è ancora in grado di compensare adeguatamente i movimenti respiratori, introducendo quindi errori sistematici.

### 1.3 Ricostruzione 3D

Gli scanner attivi di superficie possono essere classificati in base al principio di ricostruzione che utilizzano. Differenziamo i 3 sistemi di ricostruzione più utilizzati, che analizzeremo separatamente nei paragrafi successivi: sistemi *time of flight*, a triangolazione ottica e a luce strutturata [53].

#### 1.3.1 Sistemi *time of flight*

Gli strumenti che utilizzano come principio di funzionamento il TOF sono costituiti da un emettitore di luce laser puntuale accoppiato con un telemetro.

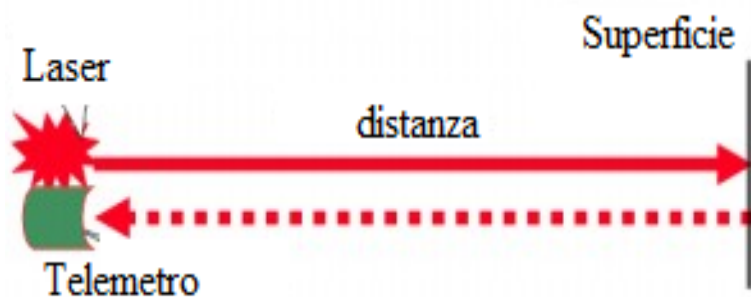


Fig. 1.4: Schema semplificato del funzionamento di uno scanner laser 3D con il principio di funzionamento TOF.

Funzionano generando un impulso di luce laser per acquisire un determinato soggetto, andando a calcolare, tramite il telemetro, il tempo che l'impulso impiega per andare

all'oggetto e tornare indietro al ricevitore [53]. Visto che la velocità della luce è nota, calcolato il tempo di andata e ritorno, si può facilmente misurare la distanza tra la superficie e lo scanner (Fig. 1.4).

L'accuratezza di questi sistemi dipende dunque dalla precisione con cui possono essere misurate le variazioni temporali: approssimativamente la luce impiega 3,3 picosecondi per percorrere una distanza di 1 mm.

Il telemetro presenta l'inconveniente di misurare solamente un punto rispetto al suo campo di vista, quindi per acquisire un'intera superficie è necessario spostare il punto laser o manualmente o utilizzando un sistema di specchi rotanti. Il secondo metodo è più utilizzato in quanto gli specchi possono essere ruotati velocemente e la loro rotazione può essere misurata in maniera molto accurata. Tipicamente uno scanner che si basa su questo principio è in grado di misurare dai 10.000 ai 100.000 punti ogni secondo.

La tecnologia TOF garantisce un range di misure che va dal medio al grande e generalmente è indipendente dall'illuminazione dell'ambiente esterno, però presenta dei costi abbastanza elevati [54]. Trova ampio spazio in ambito medico soprattutto nelle applicazioni che non necessitano la ricostruzione di un'intera superficie ma solamente l'individuazione di punti o distanze su di essa [53,54], oppure può essere utilizzato anche per comandare a distanza, mediante gesti, gli strumenti in sala operatoria [55].

### 1.3.2 Sistemi a triangolazione ottica

I sistemi di scansione che si basano sulla triangolazione sono costituiti da un emettitore di luce (tipicamente un piano laser) proiettata sull'oggetto così da estrarne il profilo [54,56] (Fig. 1.5). A questo emettitore viene connesso rigidamente una telecamera

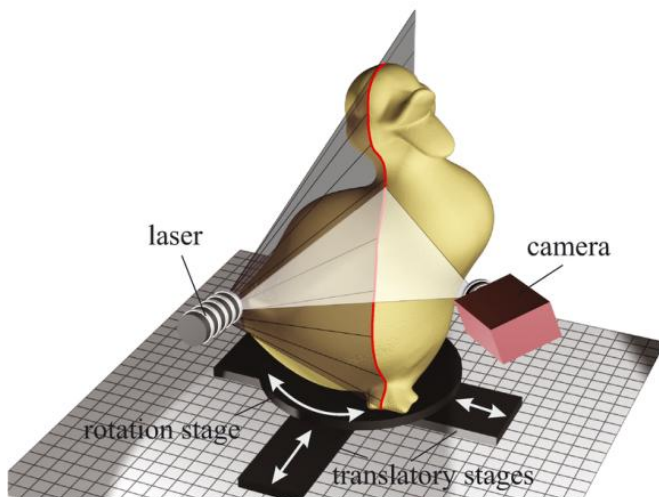


Fig. 1.5: schema semplificato del funzionamento dei sistemi a triangolazione laser

CCD, a distanza nota e con un angolo noto tra il piano di luce e l'asse ottico della telecamera.

A seconda della distanza reciproca a cui sono posti l'oggetto e lo scanner la linea proiettata sul CCD assumerà una posizione differente. Per poter ricostruire esattamente la superficie dell'oggetto

durante tutta l'acquisizione, che può avvenire per rotazione del solo emettitore, dell'intero sistema attorno ad un asse oppure tramite lo spostamento dell'intero strumento nello spazio, è necessario conoscere in modo univoco tutte le grandezze geometriche relative al sistema. Attraverso semplici considerazioni geometriche è possibile assegnare, *frame per frame*, ad ogni pixel illuminato dalla luce una terna di coordinate spaziali.

I punti di forza di tale tecnica sono la semplicità e il grande numero di dati acquisiti, però presenta problematiche qualora vi sia presenza di zone d'ombra o occlusioni nell'acquisizione [54]. E' il sistema più utilizzato in ambito medico perchè garantisce un buon compromesso tra accuratezza, velocità e costo [54].

### 1.3.3 Sistemi a luce strutturata

Il principio di funzionamento dei sistemi a luce strutturata si basa sulla creazione di mappe binarie di profondità in grado di determinare la posizione della superficie in base al "numero binario" che viene collegato a ciascuna banda: proiettando una stretta banda di luce sulla superficie di un oggetto si producono delle linee luminose, che risulteranno distorte se osservate da prospettive diverse, consentendo così di trovare esattamente i parametri geometrici di base [57]. Si avvalgono anch'essi del principio di triangolazione precedentemente descritto, solo che viene largamente complicato considerando parametri più complessi [53].

Gli scanner, tramite un proiettore, illuminano l'oggetto con un determinato *pattern* noto a priori e vanno ad osservare le modifiche che avvengono a tale proiezione attraverso una o più telecamere o fotocamere (Fig. 1.6).

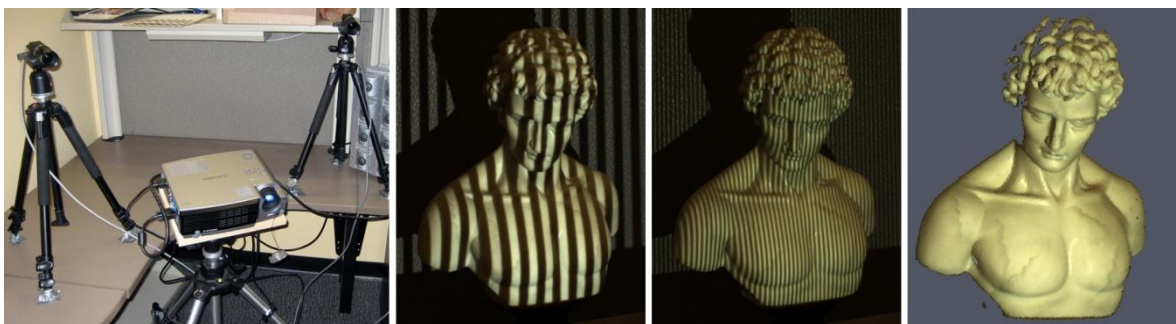


Fig. 1.6: Da sinistra: il *set-up* per l'acquisizione con due telecamere ed un proiettore, due *pattern* differenti proiettati sull'oggetto e la ricostruzione 3D dello stesso.

Aumentando il numero di bande proiettate aumenterà proporzionalmente l'effetto distorsivo: per questo motivo, nella maggior parte dei casi, si utilizza un *pattern* composto da molte bande tra loro parallele. Questo principio permette, a fronte di un ingrandimento del campo illuminato, di diminuire il tempo necessario a terminare l'acquisizione, consentendo di sviluppare strumenti velocissimi.

Questa tecnologia è dipendente dalla luce ambientale e risulta più complessa computazionalmente di quelle descritte ai paragrafi 1.3.1 ed 1.3.2, perciò è più costosa, però garantisce risultati veloci ed accurati [54]. Gli strumenti che usano il principio della luce strutturata, oltre che per le applicazioni prima descritte, vengono utilizzati in campo medico anche per rilevare le microstrutture dell'epitelio [57] in quanto risultano molto accurati anche per misurazioni submillimetriche.

## 1.4 Scanner ottici 3D commerciali

Gli scanner presenti in commercio si dividono principalmente nelle seguenti categorie: scanner statici, scanner cranio-facciali, *foot scanner*, scanner *whole body* e scanner portatili a punto laser, a lama laser o a luce bianca.

Le differenze tra le varie categorie sono riferite alla velocità della scansione, che è solitamente maggiore per gli scanner statici, e alla completezza della singola scansione, migliore per quelli portatili, oltre che all'emettitore luminoso utilizzato.

Nei successivi paragrafi verranno presentati dei dispositivi come esempio di ciascuna di queste categorie, oltre che le loro caratteristiche tecniche fondamentali.

### 1.4.1 Range 7<sup>®</sup>, Konica Minolta

Il sistema Range 7<sup>®</sup> prodotto da Konica Minolta (Tokio, Giappone) (Fig. 1.7) rappresenta un chiaro esempio di scanner statico. E' costituito da una coppia emettitore-ricevitore di luce laser rigidamente connessi tra loro racchiusi in una struttura al cui interno è posta anche tutta l'elettronica che serve ad acquisire il profilo della superficie dell'oggetto.

Come tutti gli scanner laser a lama di luce, anche il Range 7<sup>®</sup> si basa sul principio della triangolazione. Lo schema semplificato del funzionamento di questo scanner laser è riportato in Figura 1.8.

Il raggio laser viene trasformato in una lama di luce da un sistema di lenti e successivamente proiettato verso l'oggetto da acquisire grazie ad uno specchio. La rotazione dello specchio, controllata da un galvanometro, permette la scansione dell'intera superficie esposta dell'oggetto, e la luce riflessa in direzione della telecamera viene convogliata verso il CCD di acquisizione. Grazie all'utilizzo di un filtro è inoltre possibile scegliere la lunghezza d'onda della luce da acquisire.

Ad ogni *frame* di acquisizione, viene memorizzata la linea di luce proiettata sul CCD e, attraverso la triangolazione laser, è possibile ricostruire la posizione nello spazio dei punti acquisiti (Fig. 1.8).

Essendo uno scanner statico incontriamo il notevole inconveniente che, per acquisire dettagliatamente il profilo di un oggetto completo, è necessario spostare lo scanner a valle di una scansione per ottenere quei profili che risultano nascosti da una determinata inquadratura.



Fig. 1.7: Il sistema Range 7<sup>®</sup> di Konica Minolta, alloggiato sul suo supporto statico.

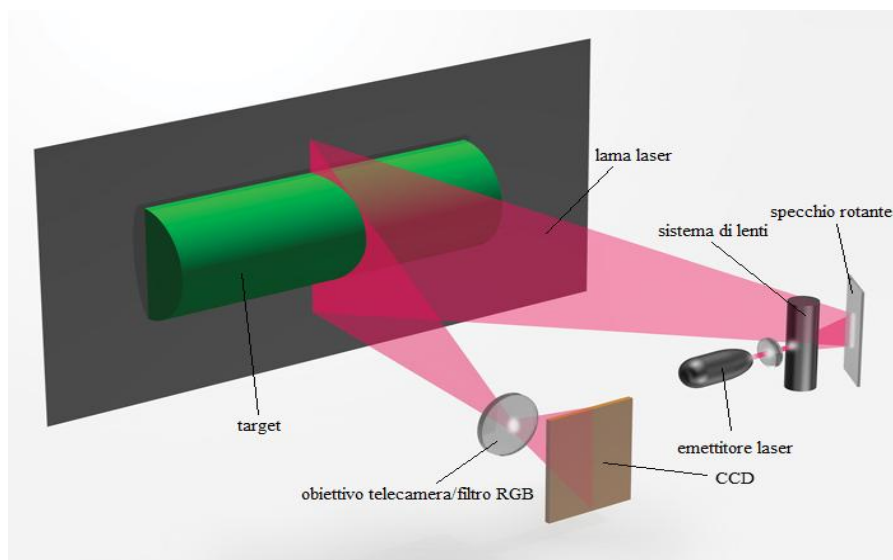


Fig. 1.8: Schema semplificato di funzionamento del sistema Range 7<sup>®</sup>, Konica Minolta.



### 1.4.1.1 Specifiche tecniche

Accuratezza	40 $\mu\text{m}$
Risoluzione CCD	1,31 megapixel
Tempo di scansione	circa 2 secondi
Peso	6,7 kg
Dimensioni (W x H x D)	295 x 190 x 200 mm
Distanza di misura	da 450 mm a 800 mm
Campo di vista Y (medio-laterale)	350mm
Campo di vista Z (verticale)	440 mm
Sorgente luminosa	Laser II classe
Prezzo	\$ 80000

### 1.4.2 Head & Face Color 3D Laser Scanning, Cyberware

Lo scanner prodotto da Cyberware (Monterey, USA) è un esempio di scanner cranio-facciale che permette anche l'acquisizione di un'immagine a colori (Fig 1.9). Il modello considerato è il PX<sup>®</sup>-Single view che sfrutta il principio della triangolazione ottica descritto in precedenza.



Fig. 1.9: A sinistra il sistema PX<sup>®</sup> di Cyberware, a destra un esempio di scannerizzazione dove si può notare la sovrapposizione *texture*/immagine colorata.

Il sistema emette una lama laser sicura sull'oggetto, a bassa intensità per tutelare la vista del paziente, creando così un profilo luminoso che viene catturato da un sensore posto all'interno del dispositivo. Il sistema è in grado di digitalizzare 30.000 punti al secondo per ricostruire il contorno dell'intero oggetto. Nel sistema è presente anche un secondo sensore che nello stesso momento acquisisce informazioni circa il colore della superficie.

Il processo di scansione cattura un vettore di punti digitalizzati che contengono informazioni di posizione X, Y, Z per il contorno e un valore RGB a 24 bit per il colore. Le informazioni relative a *texture* e colore vengono poi elaborate insieme in modo da formare una scansione precisa (Fig. 1.9). Il sistema trasferisce infine questi dati via USB all'utilizzatore che ha un riscontro *real-time* della scansione.

Questi particolari scanner hanno il notevole vantaggio di permettere un'acquisizione molto rapida e molto ricca di informazioni dell'oggetto tridimensionale, ma necessitano anche loro della completa immobilità del paziente al fine di non incorrere in errori in fase di ricostruzione.

#### 1.4.2.1 *Specifiche tecniche*

Passo di campionamento X	0,5 - 2 mm
Passo di campionamento Y	0,4 mm
Passo di campionamento Z	0,05 - 0,15 mm
Frequenza di campionamento	30000 punti/s
Peso	152 kg
Dimensioni (H x Ø)	205,3 x 188,2 cm
Ampiezza movimento	360°
Campo di vista Y (medio-laterale)	350mm
Campo di vista Z (verticale)	440 mm
Profondità colore	24 bit
Sorgente luminosa	Laser II classe
Prezzo	\$ 67000

### 1.4.3 EASY FOOT SCAN<sup>®</sup>, Ortho Baltic

L' EFS<sup>®</sup> di Ortho Baltic (Kaunas, Lituania) è un esempio di strumento di scansione 3D per il piede che utilizza 4 proiettori a lama laser mobili accoppiati con 8 telecamere.

I 4 laser permettono di illuminare l'intero oggetto e le 8 telecamere sono poste in maniera da rilevare qualsiasi profilo, garantendo il corretto funzionamento dell'algorithmo di triangolazione e così la massima accuratezza al sistema.

La sua struttura (Fig. 1.10) consente al paziente di rimanere posizionato comodamente in posa eretta durante tutta l'acquisizione, così da evitare movimenti che invaliderebbero l'acquisizione. Possiede il notevole vantaggio di essere totalmente insensibile ai cambiamenti di luminosità esterni e può essere utilizzato per tutte le applicazioni descritte al paragrafo 1.2.4.



Fig. 1.10: L'EASY FOOT SCAN<sup>®</sup> di Ortho Baltic.

#### 1.4.3.1 Specifiche Tecniche

Accuratezza	0,3 mm
Risoluzione 2D	200 dpi
Tempo di scansione	5 s (3D), 10 s (2D + 3D)
Peso	30 Kg
Dimensioni	780 x 440 x 500 mm
Sorgente di luce	Laser II classe
Prezzo	\$ 14000

#### 1.4.4 VITUS<sup>smart</sup>XXL<sup>®</sup>, Human Solutions

Il VITUS<sup>smart</sup>XXL<sup>®</sup> di Human Solutions (Wiesbaden, Germania) (Fig. 1.11) usa il principio ottico della triangolazione permettendo così delle misurazioni tridimensionali senza contatto.

La scannerizzazione avviene da quattro differenti posizioni rispetto al soggetto. Ciò permette di avere una scansione del soggetto a 360° ed inoltre l'operazione ha una durata di soli 12 secondi. Il tempo necessario all'acquisizione è un compromesso tra la ricchezza di informazioni del modello (acquisizione lenta) e l'eliminazione di errori prodotti da movimenti involontari (acquisizione veloce).

E' evidente come la partecipazione e le possibilità motorie del paziente siano di fondamentale rilevanza, quindi questo aspetto rischia di precludere l'applicazione a soggetti critici come possono essere ad esempio i bambini.



Fig. 1.11: Sistema di scansione VITUS<sup>smart</sup>XXL<sup>®</sup> di Human Solutions.

#### 1.4.4.1 Specifiche tecniche

Accuratezza	errore medio < 1mm
Densità	27 punti/cm <sup>2</sup>
Peso	250 kg
Dimensioni (H x Ø)	295 x 220 cm
Ampiezza movimento	360°
Profondità campo di vista	100 cm
Altezza campo di vista	210 cm
Spessore campo di vista	120 cm
Sorgente luminosa	Laser I classe
Prezzo	\$ 200000

#### 1.4.5 Leica T-Scan TS50-A<sup>®</sup>, Hexagon Metrology

Il Leica T-Scan TS50-A<sup>®</sup> (Cobham, Inghilterra) (Fig. 1.12) è uno scanner portatile a punto laser costituito da una telecamera CCD e da una sorgente di luce laser.

Essendo progettato per essere spostato nello spazio è accoppiato con degli appositi marcatori passivi che vengono monitorati attraverso uno strumento di *tracking* 3D (Fig. 1.12), per poter trasformare in coordinate assolute le coordinate dei punti ricostruite attraverso la triangolazione, in modo che la superficie dell'oggetto possa essere ricreata in modo digitale.

La scansione avviene tramite il movimento della mano dell'utilizzatore e la rotazione di uno specchio interno che muove il punto laser in modo che percorra una linea retta sull'oggetto da acquisire.

Ad ogni *frame* dell'acquisizione corrisponde sul sensore



Fig. 1.12: Davanti, il sistema di scansione Leica T-Scan TS50-A<sup>®</sup> di Hexagon Metrology. Dietro, il relativo sistema di *tracking* 3D.

della telecamera un punto luminoso e non una linea. Nonostante ciò, il sistema risulta molto veloce arrivando fino a 20 kHz di frequenza.

#### 1.4.5.1 Specifiche tecniche

Accuratezza	20 $\mu\text{m}$
Ampiezza movimento	360°
Frequenza di acquisizione	20 kHz
Peso	1,2 kg
Distanza media di misura	86 mm
Profondità di misura	78 mm
Ampiezza scansione	90 mm
Massimo volume misurabile	30 m <sup>3</sup>
Sorgente luminosa	Laser II classe
Prezzo	\$ 20000

#### 1.4.6 FastSCAN™ – FASTRACK®, Polhemus

Il sistema FastSCAN™ prodotto da Polhemus (Colchester, Inghilterra) (Fig. 1.13), è un esempio di scanner a lama laser portatile. L'Hardware è costituito da un proiettore di luce laser rigidamente connesso a una o due telecamere.



Fig. 1.13: Il sistema di scansione FastSCAN™, modello SCORPION, ed un esempio di possibile applicazione in ambito biomedicale

La ricostruzione 3D dell'oggetto avviene in due fasi: la prima consiste nel trasformare il profilo di luce ricevuto dalla telecamera CCD in una linea 3D espressa come insieme di punti nel sistema di riferimento locale del sistema di scansione; la seconda consiste nella rototraslazione dei punti acquisiti, dal sistema di riferimento locale a quello assoluto del laboratorio, individuato da telecamere fisse. Perché i punti possano essere rototraslati è necessario che per ogni *frame* dell'acquisizione sia nota univocamente la posizione del sistema di acquisizione, espressa come gruppo di sei parametri: tre traslazioni e tre rotazioni.

Nel sistema FastSCAN™ il *tracking* dello scanner laser viene assolto da uno strumento supplementare per la localizzazione 3D, il FASTRACK® di Polhemus: la posizione della terna locale dello scanner viene posizionata univocamente nello spazio tramite un sistema di trasmettitori e ricevitori magnetici che forniscono le coordinate 3D e gli angoli di rollio, beccheggio ed imbardata del FastSCAN™. I movimenti involontari del soggetto da acquisire possono essere compensati applicando dei trasmettitori magnetici direttamente sul soggetto.

#### 1.4.6.1 *Specifiche tecniche FastSCAN™*

Accuratezza	1 mm a 0,2 m dall'oggetto
Risoluzione	0,5 mm a 20 cm dall'oggetto
Frequenza di acquisizione	50 linee/s
Peso	1,2 kg
Ampiezza movimento	fino a 75 cm dal FASTRACK
Distanza acquisizione	15 - 20 cm
Sorgente luminosa	Laser II classe
Prezzo	\$ 30000

#### 1.4.6.2 *Specifiche tecniche FASTRACK®*

Accuratezza (X, Y, Z)	0,7 mm
Accuratezza ( $\Omega$ , $\Phi$ , K)	0,15° RMS
Risoluzione (X, Y, Z)	0,002 mm per cm di distanza ric-tras
Risoluzione ( $\Omega$ , $\Phi$ , K)	0,025° per cm
Latenza	4 ms

Frequenza di aggiornamento	120 Hz/numero ricevitori
Prezzo	\$ 13000

#### 1.4.7 Health Care Partner 3D Scanner, Creaform

L'HCP 3D Scanner sviluppato molto recentemente da Creaform (Lévis, Canada) è uno scanner portatile che al posto di sfruttare un emettitore laser, usa un LED a luce bianca (Fig. 1.14).



Fig. 1.14: Un'immagine che mostra l'Health Care Partner 3D Scanner mentre elabora un'immagine relativa al seno di una paziente.

Il principio di funzionamento è ancora una volta quello della triangolazione, questa volta applicata ad una superficie molto più ampia, che viene affiancato da un sistema che permette di modellizzare le distorsioni che vengono introdotte sia dalla sorgente di luce che dalla telecamera. L'utilizzo di una sorgente luminosa più estesa, permette la generazione di milioni di punti 3D per ogni frame acquisito, di cui è possibile valutare la consistenza usando processi di misurazione intelligenti in ambito di metrologia 3D



sviluppati dalla stessa azienda [58], che confrontano *frame per frame* il dato acquisito con un modello dell'oggetto creato in funzione dei *range* che possono essere misurati (per esempio non misurerò mai un naso lungo 1 metro o uno lungo 1  $\mu\text{m}$ ), e con il modello che si sta elaborando nell'acquisizione.

Il sistema deve quindi raccogliere diverse osservazioni, modellizzare la loro distribuzione locale e fornire, da queste osservazioni, una serie di misurazioni in cui la distribuzione è coerente con il modello di acquisizione [58].

I costruttori garantiscono la possibilità di utilizzare il sistema in quasi tutti gli ambiti descritti ai paragrafi 1.1 ed 1.2.

#### 1.4.7.1 Specifiche tecniche

Accuratezza	fino a 0,5 mm
Risoluzione	1 mm
Tempo di scansione	550000 misure/sec
Peso	0,850 Kg
Dimensioni	94 x 140 x 258 mm
Sorgente luminosa	Luce bianca (LED)
Prezzo	\$ 20000

## 1.5 Soluzione proposta

A partire dalle considerazioni fatte nei paragrafi precedenti, lo scanner laser ideale è quello capace di acquisire un soggetto velocemente, con poche sessioni di acquisizione, tendenzialmente da ridurre ad una, con una buona precisione, che riesca a monitorare e compensare i movimenti volontari o meno del soggetto da acquisire e che possieda uno strumento di valutazione *real-time*. Oltre a questo sarebbe necessario che fosse portatile e leggero in modo da rendere semplice l'acquisizione da parte dell'operatore e per permettergli di eseguire qualsiasi movimento necessario alla raccolta dati con facilità e agilità: deve quindi avere le caratteristiche di uno scanner portatile a lama di luce dotato di un sistema per la compensazione dei movimenti respiratori.

L'utilizzo di un sistema di *tracking* optoelettronico per l'acquisizione dei movimenti dello scanner nel sistema di riferimento del set di prova definito in fase di calibrazione, è necessario in quanto permette di monitorare sia gli spostamenti del

paziente, compresi quelli dovuti alla respirazione, grazie all'applicazione di marcatori passivi su punti di *reper*e ossei del soggetto, sia lo spostamento dello scanner nello spazio di prova.

Visto che lo scanner dovrà essere avviato da un computer, sarà necessario sviluppare un'interfaccia grafica che sia il più possibile intuitiva e guidata, così da permettere a chiunque di accedervi facilmente.

Uno degli ambiti che necessita maggiormente uno strumento simile è quello della chirurgia plastica ricostruttiva della mammella, quindi le verifiche di idoneità dello scanner saranno fatte proprio in questa direzione.

## - Capitolo 2 -

### *Materiali e Metodi*

Come è stato definito nel precedente capitolo lo strumento che vogliamo ottenere è uno scanner portatile a lama di luce laser che permetta sia di avere un'agevole mobilità nello spazio di test, sia di ottenere delle acquisizioni che siano al tempo stesso rapide ed accurate.

Procederemo illustrando gli strumenti esterni di cui ci siamo avvalsi per ottenere il risultato migliore, esplicitandone anche le caratteristiche tecniche.

Verrà quindi esposto il progetto, che viene reputato la miglior soluzione per giungere al compromesso desiderato sia dal punto di vista hardware sia dal punto di vista software, descrivendo l'interfaccia grafica pensata del programma di acquisizione. Si presenterà poi la soluzione che è stata pensata come idonea per la risoluzione del problema relativo alla compensazione del movimento del paziente dovuto al respiro.

Si esporranno infine i metodi con cui sarà possibile valutare l'accuratezza del sistema in fase di ricostruzione che saranno utilizzati nel prossimo capitolo.

## 2.1 Il Progetto

Analizzato da un punto di vista hardware, lo scanner risulta composto da una telecamera optoelettronica (a cui è stato rimosso l'illuminatore IR) del sistema di acquisizione SMART DX 100 di BTS<sup>®</sup> (Brooklyn, NY, USA) e da un laser rosso di classe III B ( $\lambda = 650 \text{ nm}$ , potenza = 7,0 mW) di linea, rigidamente connessi tra loro attraverso un supporto realizzato in PLA (Fig. 2.1). Lo strumento deve essere visibile all'interno dello spazio di acquisizione dalle altre due telecamere di SMART, così da poter registrare il movimento dei marcatori passivi che verranno posti sul sistema laser.

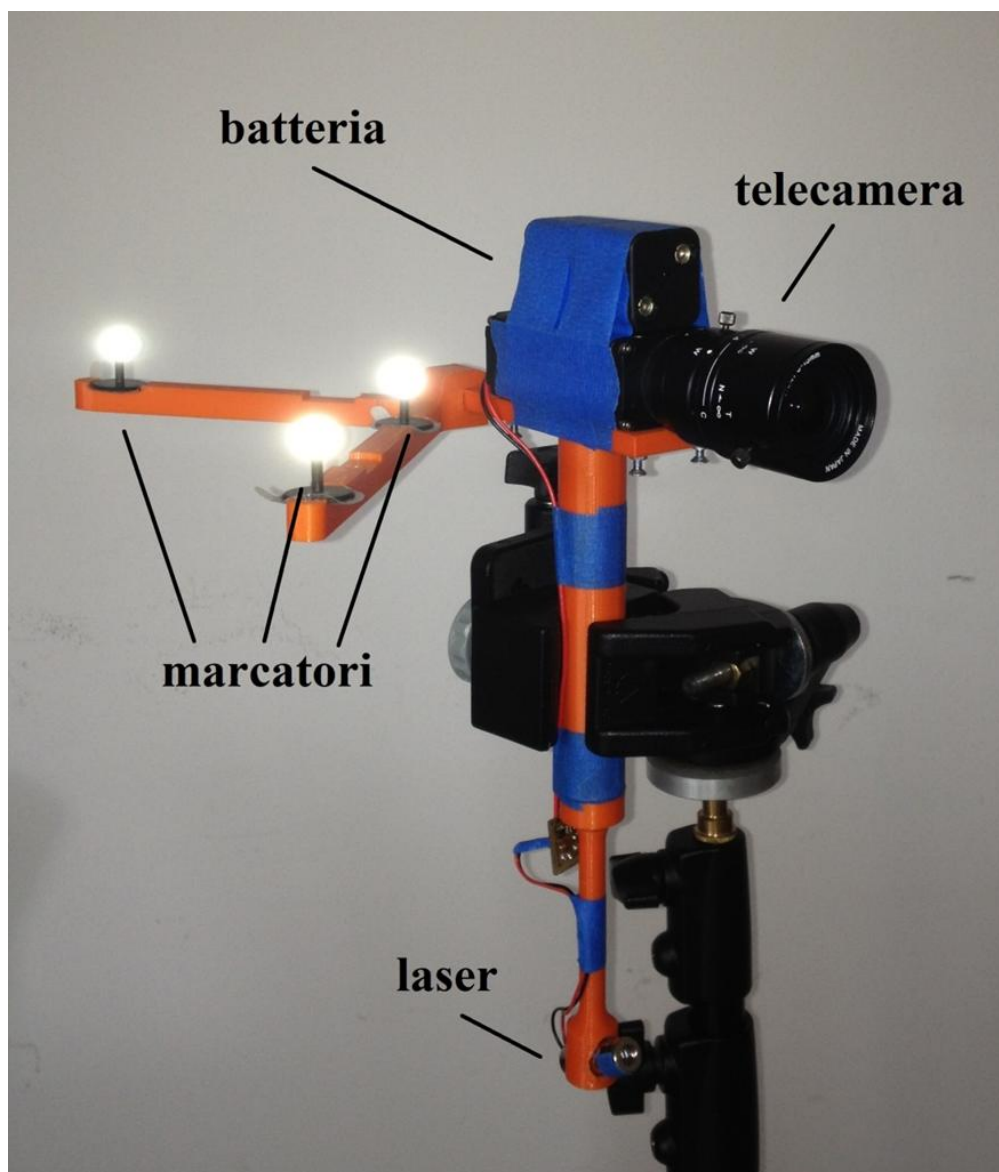


Fig. 2.1: Lo scanner frutto del lavoro di tesi. si possono notare la telecamera, il laser con la relativa alimentazione ed i marcatori illuminati dal flash.

Le telecamere utilizzate hanno una risoluzione 640 x 480 pixel con un frequenza di acquisizione di 100 Hz. Il sistema ottico nel suo insieme garantisce un'accuratezza di 0,2 mm. I dati vengono processati da una *workstation* che monta un processore Intel® Core 2 Duo Mobile T9600 con 4GB di RAM (Fig. 2.2). L'utilizzo di un set di telecamere appartenenti ad uno stesso sistema di localizzazione optoelettronico, ha un duplice vantaggio: da un lato permette la corretta sincronia dei segnali provenienti dalla telecamera di acquisizione e da quelle di *tracking*, dall'altro permette di acquisire il respiro o i movimenti involontari del soggetto contemporaneamente all'acquisizione della superficie, senza l'ausilio di mezzi tecnici ulteriori, ma ponendo semplicemente dei marcatori passivi sul soggetto



Fig. 2.2: A sinistra, una delle telecamere fisse con il flash montato. A destra, la *work-station* per l'elaborazione on-line dei dati.

## 2.2 Ricostruzione delle superfici

Il software per l'acquisizione, l'elaborazione e la visualizzazione dei dati è stato implementato utilizzando il linguaggio C++ in modo da gestire il flusso di dati in tempo reale. Per implementare gli algoritmi necessari sono state utilizzate librerie di terze parti open source, quali OpenCV, Eigen e Levmar.

Nei prossimi paragrafi saranno illustrati gli algoritmi che sono stati implementati per le fasi fondamentali che caratterizzano la sessione di acquisizione delle superfici corporee: la calibrazione delle telecamere di *tracking*, quella della telecamera mobile, gli

algoritmi di ricostruzione, la calibrazione del piano laser e la successiva ricostruzione dei dati.

### 2.2.1 Calibrazione delle telecamere di tracking

La prima calibrazione che si deve eseguire è quella relativa alle telecamere fisse, che permettono di localizzare i punti acquisiti all'interno del volume di acquisizione.

Le acquisizioni necessarie alla calibrazione del sistema sono due. Nella prima viene acquisita una configurazione nota di marcatori che definisce il sistema di riferimento assoluto (Fig 2.3). Nella seconda viene invece acquisito il movimento nel volume di lavoro di una bacchetta a cui sono connessi due marcatori a distanza nota per i parametri intrinseci delle TVC.



Fig. 2.3: La terna di calibrazione fornita in dotazione da BTS. Le bacchette con i marcatori sono asportabili per permettere la seconda fase della calibrazione.

Il processo di calibrazione viene valutato sulla base di due informazioni numeriche: l'errore di retroproiezione dei punti sul CCD delle telecamere e l'errore medio di localizzazione 3D dei punti. Il sistema è considerato correttamente calibrato se questi due dati sono inferiori rispettivamente a 0,2 pixel e 0,3 mm.

### 2.2.2 Calibrazione della telecamera mobile

Una volta calibrato il sistema di acquisizione, è necessario calibrare i parametri intrinseci della telecamera dello scanner. Queste funzioni sono state implementate sfruttando le librerie contenute in OpenCV, poiché forniscono funzioni di alto livello in grado di calcolare direttamente questi parametri a partire da una sequenza di immagini relative al movimento nello spazio di un oggetto di geometria nota [59].

Un modello semplice per spiegare il funzionamento di una telecamera è quello *pinhole*, in cui l'apertura della telecamera è semplicemente rappresentata da un punto e non

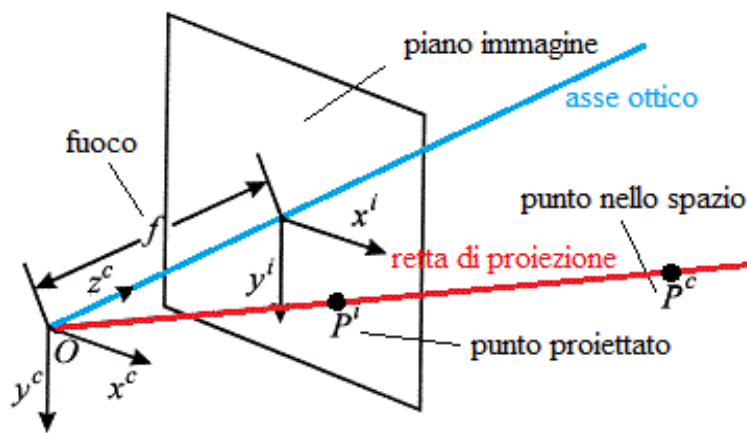


Fig. 2.4: Il modello *pinhole*. E' possibile notare il sistema di riferimento della telecamera, il fuoco ed il punto proiettato sul piano immagine.

sono usate lenti per la focalizzazione. In questo modello, un punto nello spazio 3D viene proiettato, passando dal centro di proiezione, su quello che viene definito *piano immagine* che ha una distanza dal centro del sistema di riferimento della telecamera esattamente pari alla distanza focale (Fig. 2.4).

Il caso reale che viene affrontato differisce dal modello, in quanto si presentano errori dovuti all'introduzione delle lenti, la cui curvatura introduce due tipologie di distorsioni: radiali e tangenziali. Le distorsioni radiali derivano dalla forma della lente, mentre le distorsioni tangenziali si presentano in seguito all'intero processo di assemblaggio della telecamera. Per correggere la distorsione della lente sulle immagini acquisite è necessario calcolare cinque coefficienti di distorsione:  $k_1, k_2, p_1, p_2, k_3$ . Questi permettono di correggere l'immagine 2D proiettata sul sensore (di coordinate  $x, y$ ) sia dal punto di vista radiale:

$$x' = x(1 + k_1r^2 + k_2r^4 + k_3r^6)$$

$$y' = y(1 + k_1r^2 + k_2r^4 + k_3r^6)$$

che da quello tangenziale:

$$x_{corretta} = x' + [2p_1xy + p_2(r^2 + 2x^2)]$$

$$y_{corretta} = y' + [p_1(r^2 + 2y^2) + 2p_2xy]$$

dove  $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ . Le correzioni possono essere applicate contemporaneamente utilizzando il principio di sovrapposizione degli effetti.

La calibrazione permette di calcolare questi parametri oltre ai parametri intrinseci (distanze focali e centro del sensore) ed estrinseci (posizione ed orientamento della telecamera rispetto ad un sistema di riferimento considerato assoluto). Per poter ricavare questi valori è quindi necessario acquisire un oggetto di geometria nota sul quale viene costruito un sistema di riferimento locale, rispetto a cui viene localizzata una configurazione di punti noti: l'oggetto più comunemente utilizzato a questo scopo è una scacchiera (Fig. 2.5) in cui i punti noti sono rappresentati dai vertici interni dei quadrati. E' infatti possibile ricavare i parametri d'interesse tramite un'operazione di minimizzazione di una stima del valore di massima verosimiglianza [60].

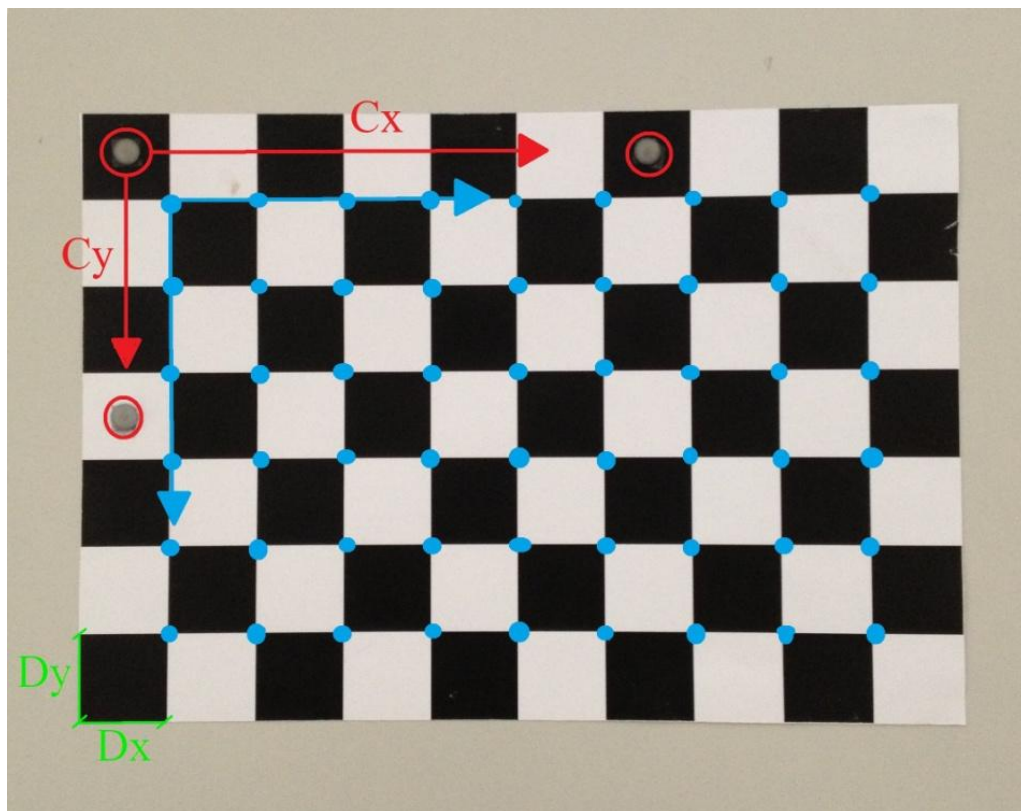


Fig. 2.5: La scacchiera utilizzata per la calibrazione. In rosso, notiamo i marcatori ed il relativo sistema di riferimento locale. In azzurro, sono visibili gli angoli interni e il sistema di riferimento impostato per OpenCv. In verde, osserviamo le dimensioni dei quadrati della scacchiera.



OpenCv permette di identificare gli angoli interni della scacchiera usando la funzione *FindChessboardCorners* e di disegnarli sull'immagine con *DrawChessboardCorners* (Fig. 2.6).

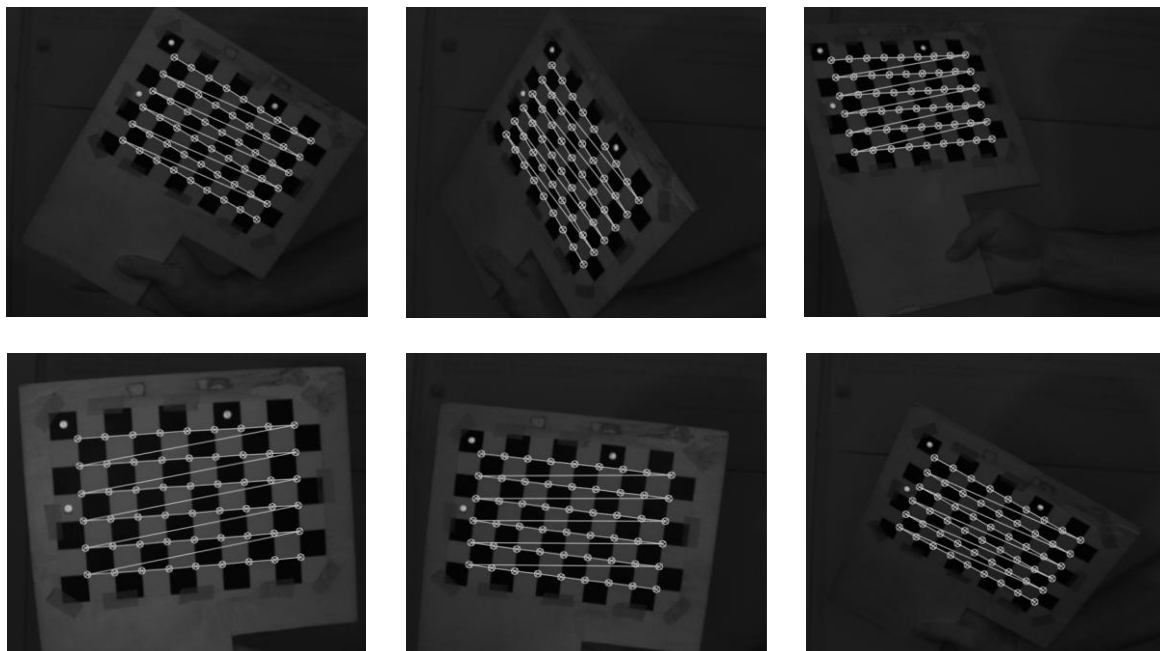


Fig. 2.6: Scacchiera in diverse posizioni dello spazio con sovrapposta la griglia identificata con *FindChessboardCorners*.

Creando un relativo sistema di riferimento posto nell'angolo interno più in alto a sinistra, con l'asse x diretto orizzontalmente e l'asse y verticalmente, è possibile fornire le informazioni necessarie a *CalibrateCamera*, affinché calcoli in automatico tutti i parametri di calibrazione e di distorsione che, applicati all'immagine, riducono le distorsioni (Fig. 2.7).

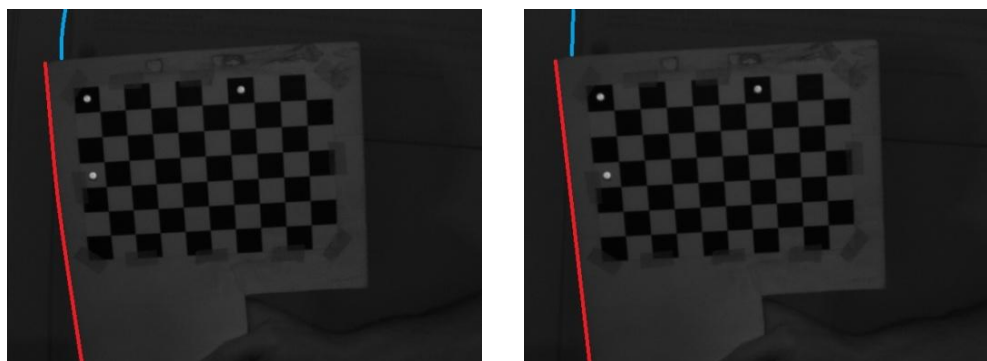


Fig. 2.7: A sinistra, l'immagine originale. A destra, l'immagine una volta tolte le distorsioni. L'effetto della compensazione della distorsione è chiaramente visibile confrontando le linee evidenziate.

Per ricostruire i punti 3D nello spazio è necessario conoscere la matrice di rototraslazione che descrive posizione ed orientamento del sistema di riferimento della telecamera rispetto a quello del laboratorio (preso come riferimento assoluto). Le funzioni di OpenCV forniscono, immagine per immagine, la posizione e l'orientamento della telecamera rispetto al sistema di riferimento solidale con la scacchiera, quindi per calcolare la posizione nello spazio della telecamera è necessario conoscere la posizione del piano della scacchiera nel laboratorio. Per fare ciò si è deciso di porre tre marcatori su di essa e di localizzarli attraverso il sistema optoelettronico: tutti i *marker* posti sugli strumenti che saranno usati in laboratorio (scacchiera, pannello, scanner, manichino antropomorfo) vengono riconosciuti ed assegnati grazie ad un algoritmo appositamente sviluppato che si basa sul calcolo delle distanze reciproche tra i marcatori acquisiti, confrontate con le distanze reciproche dei marcatori di un modello noto pre-impostato.

Si calcola così la matrice di rototraslazione che esprime il sistema di riferimento locale rispetto a quello assoluto (Fig. 2.5):

$${}_{Local}^{World}T = \begin{bmatrix} x_X & y_X & z_X & M1_X \\ x_Y & y_Y & z_Y & M1_Y \\ x_Z & y_Z & z_Z & M1_Z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

dove è stata utilizzata come origine della terna la posizione del marcatore 1 e X, Y, Z rappresentano gli assi del sistema di riferimento del laboratorio ed x, y, z quelli del sistema di riferimento locale.

Allo stesso modo è possibile calcolare la matrice di rototraslazione che descrive il sistema di riferimento individuato sulla scacchiera rispetto a quello calcolato attraverso i marcatori:

$${}_{Internal}^{Local}T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & D_x/2 \\ 0 & 1 & 0 & D_y/2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

dove  $D_x$  e  $D_y$  sono le dimensioni dei quadrati della scacchiera, avendo posto i marcatori al centro esatto dei quadrati (Fig. 2.5).

E' possibile quindi calcolare la matrice di rototraslazione dal sistema della telecamera al sistema del laboratorio:

$${}_{Cam}^{World}T = {}_{Local}^{World}T \times {}_{Internal}^{Local}T \times {}_{Cam}^{Local}T^{-1}$$

dove  ${}_{Cam}^{Local}T$  è nota dall'operazione di calibrazione che compie OpenCv.

In queste operazioni sia  ${}^{World}_{Local}T$  che  ${}^{Local}_{Cam}T$  variano da *frame* a *frame*, ma la composizione della matrice di rototraslazione dal sistema locale a quello assoluto risulta sempre la stessa, se si usano le matrici appartenenti allo stesso *frame*. Per rendere l'operazione il più attendibile possibile, vengono prese tante coppie di  ${}^{World}_{Local}T$  e  ${}^{Local}_{Cam}T$  quante sono le scacchiere che OpenCV è riuscito a identificare con *FindChessboardCorners*: le  ${}^{World}_{Cam}T$  risultanti da ogni singolo *frame* verranno tra loro mediate per fornire un dato quanto più possibile accurato.

### 2.2.3 Ricostruzione di punti nel 3D a partire dal 2D

Dopo aver calibrato la telecamera mobile è stato posto il problema di ricostruire i punti nel sistema di riferimento del laboratorio. Il meccanismo qui sotto descritto verrà utilizzato per verificare la bontà della calibrazione della telecamera mobile, per calibrare il piano laser ed infine per ricostruire un profilo tridimensionale da una scansione.

In un'acquisizione ciò che può essere calcolato facilmente sono le coordinate dei punti 2D sul sensore nel sistema di riferimento relativo al CCD posto nell'angolo in alto a sinistra dell'immagine (Fig. 2.8). Fatte considerazioni riguardanti posizione ed orientamento dei sistemi di riferimento del CCD e della telecamera, si può esprimere il punto bidimensionale del CCD in uno spazio 3D.

Per fare ciò è necessario conoscere diversi dati:

1.  $c_x$  e  $c_y$  che sono le coordinate del centro del sistema di riferimento sul CCD e la distanza focale ( $f$ );
2.  $p_x$  e  $p_y$  che sono le dimensioni dei pixel del CCD.

Conoscendo questi dati e le posizioni relative dei due sistemi di riferimento, si può scrivere:

$$x_{Cam} = -(x_{CCD} - c_x) \times p_x$$

$$y_{Cam} = -(y_{CCD} - c_y) \times p_y$$

$$z_{Cam} = -(f \times p_x)$$

con i segni negativi dovuti alla convenzione dei sistemi di riferimento delle prove considerate. Fondamentale risulta essere dimensione del pixel (5.6 x 5.6  $\mu\text{m}$ ) in quanto permette la conversione dall'unità di misura in pixel ai mm.

Sfruttando nozioni che derivano dall'ottica, è noto che il punto 3D giacerà per forza sulla *retta di proiezione*, che può essere scritta in forma parametrica, passante per il punto

sul CCD (P) e per l'origine del sistema di riferimento della telecamera (O), entrambi mappati nel sistema di riferimento laboratorio, usando la matrice di rototraslazione  ${}^{WorldT}_{CamT}$  precedentemente calcolata (vedi § 2.2.2).

Nel caso in cui sia noto il piano nello spazio 3D su cui il punto giace, si interseca la *retta di proiezione* ed il piano per trovare univocamente il punto nel sistema di riferimento del laboratorio, risolvendo tale sistema:

$$\begin{cases} x_{3D} = x_O + (x_P - x_O) t \\ y_{3D} = y_O + (y_P - y_O) t \\ z_{3D} = z_O + (z_P - z_O) t \\ ax_{3D} + by_{3D} + cz_{3D} + d = 0 \end{cases}$$

Un piano può essere identificato nel 3D ponendo tre marcatori su esso (M1, M2, M3), di cui sono note le coordinate nel sistema di riferimento laboratorio, trovando la sua equazione come:

$$\det \begin{bmatrix} x - M1_X & y - M1_Y & z - M1_Z \\ M2_X - M1_X & M2_Y - M1_Y & M2_Z - M1_Z \\ M3_X - M1_X & M3_Y - M1_Y & M3_Z - M1_Z \end{bmatrix} = 0$$

oppure può essere calcolato conoscendo un suo punto (P) e la normale (n) ad esso come:

$$n_X (x - P_X) + n_Y (y - P_Y) + n_Z (z - P_Z) = 0$$

#### 2.2.4 Calibrazione del piano laser

Per localizzare il piano laser rispetto al sistema di riferimento assoluto è sufficiente quindi sfruttare quanto anticipato (vedi § 2.2.3): dalle immagini 2D si estrae la linea laser tramite un processo di sogliatura adattativa (Fig. 2.8), che sceglie per ogni pixel una soglia diversa pari alla media dei valori in scala di grigio dei pixel che lo circondano, si ricavano le coordinate 2D dei punti, come punti medi degli estremi verticali di un *blob*, si trasportano nel sistema relativo alla telecamera ed infine si intersecano le rette passanti per tutti questi punti e l'origine del sistema di riferimento della telecamera, mappati nel sistema di riferimento assoluto, con un piano di cui si conoscono univocamente la collocazione nel sistema di riferimento del laboratorio, essendo marcato con 3 marcatori.

Spostando il pannello marcato avanti ed indietro nello spazio, in maniera quanto più perpendicolare al fascio laser, è possibile determinare l'intero piano laser.

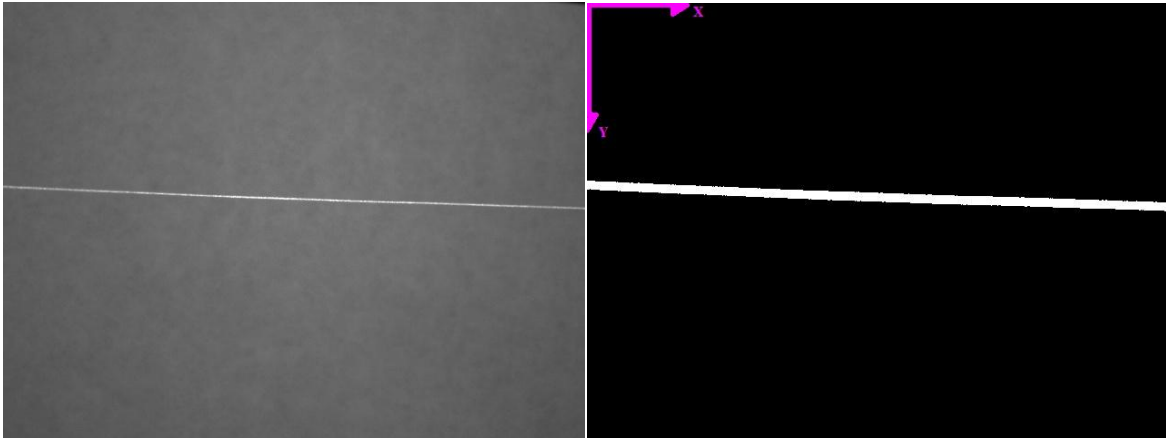


Fig. 2.8: A sinistra, la linea laser osservata. A destra, la linea laser sogliata, con il sistema di riferimento relativo al CCD, in rosa.

Quello che si ottiene è quindi il piano laser nel sistema di riferimento laboratorio (Fig. 2.9, Fig. 2.10), del quale si sono calcolate le coordinate di un punto e del vettore rispetto al sistema di riferimento della telecamera, per calcolarne l'equazione (vedi § 2.2.3): per il punto è stato scelto il baricentro dei punti 3D ricostruiti, per la normale invece si sfrutta l'analisi delle componenti principali (*Principal Component Analysis*, PCA) [61], con la quale è possibile calcolare la normale al piano come la direzione normale alle direzioni di massima distribuzione dei punti acquisiti.

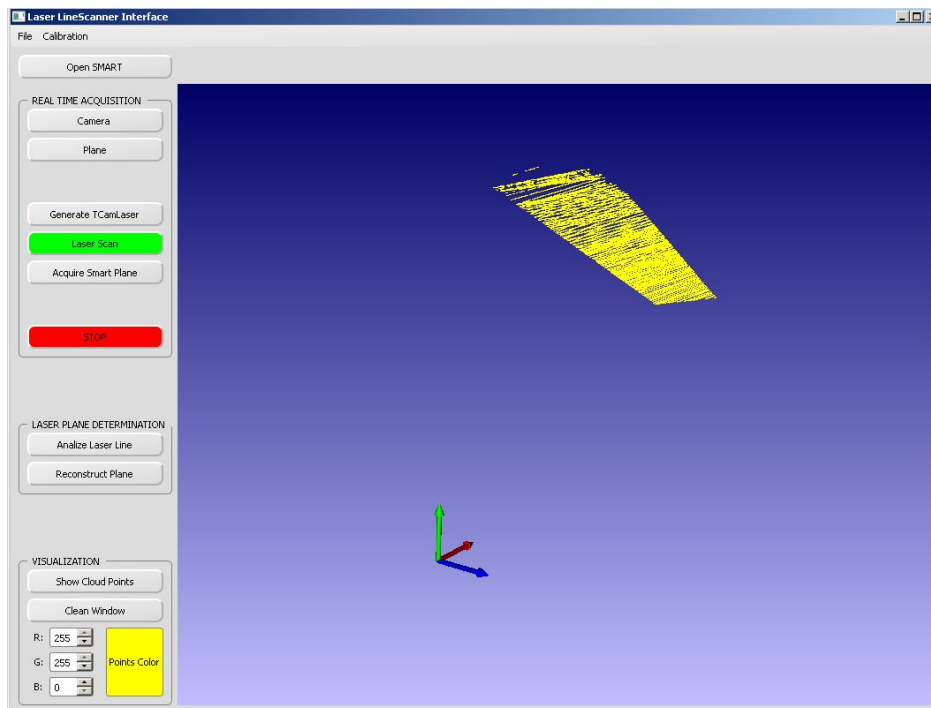


Fig. 2.9: Il piano laser ricostruito con Vtk nello spazio di prova.

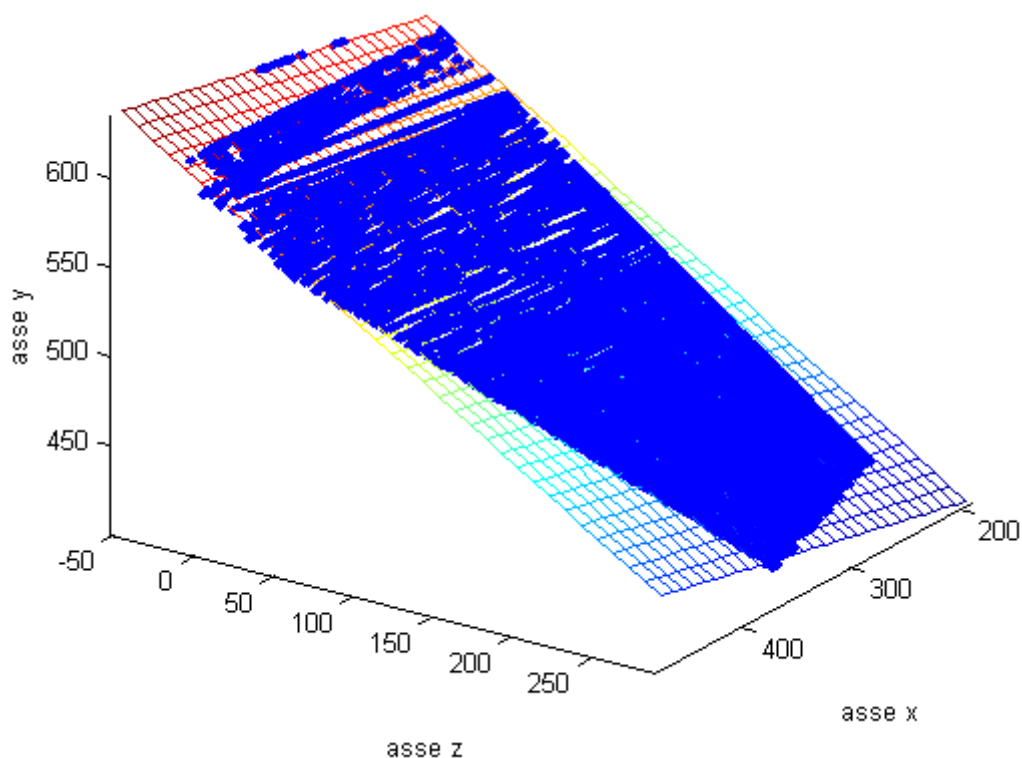


Fig. 2.10: Lo stesso piano della figura 2.9 ricostruito con MATLAB® (risulta specchiato in quanto l'asse x è diretto nel verso opposto).

### 2.2.5 Acquisizione Laser

Per poter muovere lo scanner al fine di acquisire una superficie, si devono dapprima ricavare le informazioni che permettono di esprimere i valori relativi al piano laser (vedi § 2.2.4), mappato nel sistema assoluto rispetto ad un sistema di riferimento solidale con lo scanner, che sia visibile dalle due telecamere fisse. Per fare ciò, basta semplicemente porre tre marcatori sullo strumento (Fig. 2.1) e costruire una terna rispetto a questi: si ottiene così la matrice di rototraslazione grazie alla quale è possibile rimuovere lo scanner dal supporto fisso, su cui era stato necessario porlo per compiere le fasi fin qui descritte.

Per ottenere le superfici si sfrutta ancora l'algoritmo di ricostruzione 3D prima descritto (vedi § 2.2.3), solo che questa volta la retta di proiezione verrà intersecata con il piano laser calcolato nel sistema di riferimento solidale allo scanner.

Al fine di ricostruire un qualunque profilo nel sistema di riferimento assoluto (Fig. 2.11), è necessario rototraslare nuovamente i punti dal sistema di riferimento locale, usando la matrice prima trovata in maniera inversa.

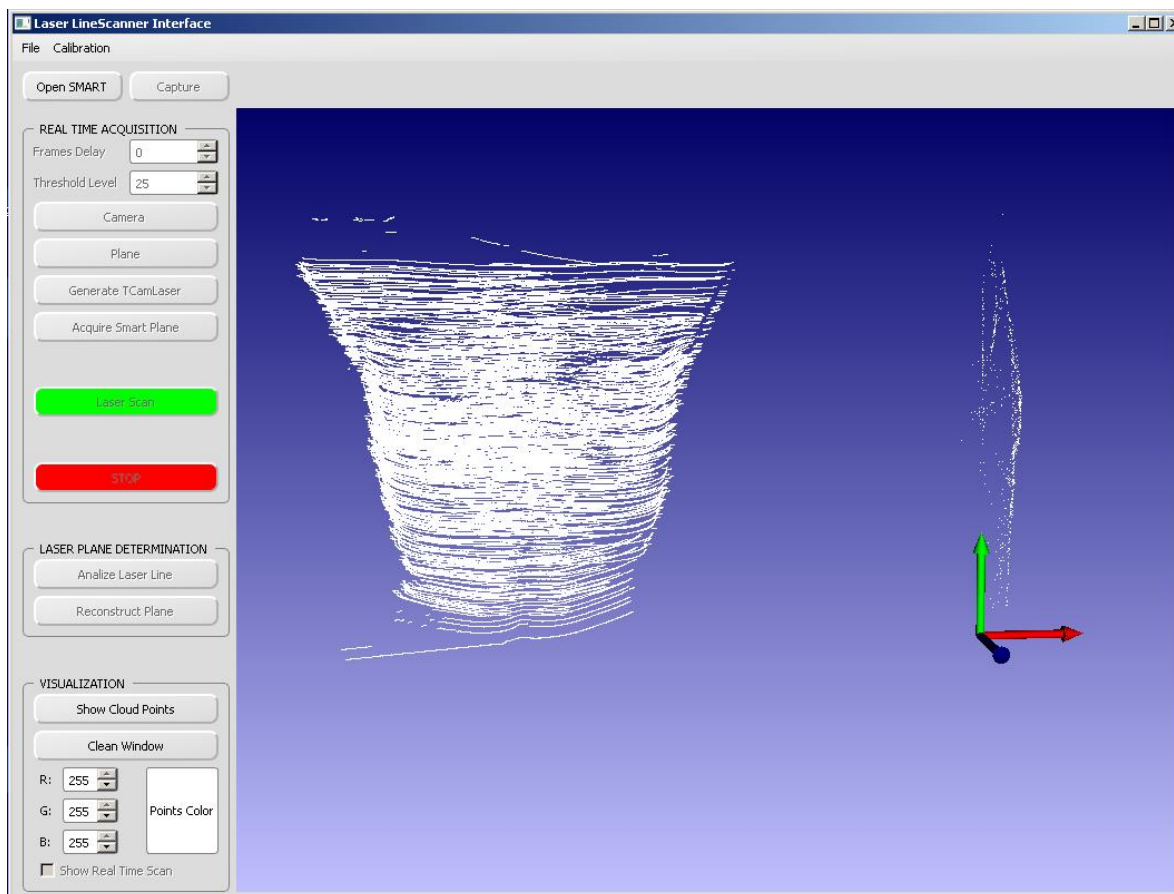


Fig. 2.11: Profilo complesso acquisito con il sistema e le modalità indicate in cui è visibile il rumore sovrapposto all'acquisizione.

## 2.2.6 Compensazione del movimento respiratorio

La ricostruzione dei punti acquisiti sulla superficie corporea nel distretto toraco - addominale ha un'accuratezza che dipende in larga parte da un errore dovuto ai movimenti respiratori (vedi § 1.2.5). Per utilizzare lo scanner sviluppato, è stato usato un accorgimento procedurale finalizzato al monitoraggio del respiro del soggetto acquisito, limitando gli errori connessi al suo respiro [31].

Si procede posizionando tre marcatori passivi sul torace del paziente (Fig. 2.12) in posizione tale da potere essere localizzati dalla coppia di telecamere fisse (oltre ai punti fiduciali sullo scanner) per descrivere i movimenti rigidi del paziente e, in parte, le deformazioni della gabbia toracica [31].



Fig. 2.12: In nero, i 3 marcatori posti sul manichino antropomorfo in posizioni riconoscibili, per le prove sperimentali di compensazione dei movimenti rigidi. In rosso, gli ulteriori 3 marcatori (numero minimo) da porre per le prove su pazienti. [1]: Giugulo; [2]: processo xifoideo; [3-4]: clavicola destra e sinistra. [5-6]: Bordo mediale della gabbia toracica (all'altezza dell'apice inferiore della 10 costola).

La configurazione di punti fiduciali sul soggetto viene utilizzata per costruire un sistema di riferimento locale fissato sul soggetto, rispetto al quale vengono calcolate le posizioni dei punti laser ricostruiti. Si deve quindi aggiungere un'ulteriore rototraslazione che permette di portare i punti dal sistema di riferimento relativo al laboratorio a quello costruito solidalmente al torace del paziente.

I punti laser così ottenuti non sono più affetti da un errore dovuto ad un movimento rigido del sistema di riferimento posizionato sul paziente [31]: si guadagna in ricostruzione morfologica della superficie, anche se si perde completamente il posizionamento tridimensionale della superficie nello spazio, che peraltro è un fattore relativamente importante.

Si compensano così i movimenti dovuti all'impossibilità del paziente di rimanere immobile durante l'acquisizione, ma non si è potuto ovviare totalmente a quei movimenti puramente respiratori dovuti alla deformazione della gabbia toracica, che naturalmente necessitano di modelli molto più complessi. Nelle prove sperimentali, si è scelto di porre solamente 3 marcatori sul manichino, per ridurre al minimo eventuali problemi di



ricostruzione di SMART dovuti ad occlusioni o ad erronei posizionamenti nello spazio, garantendo comunque la compensazione dei movimenti rigidi.

Più marcatori verranno mappati, più l'approssimazione dei movimenti respiratori risulterà migliore [31], perciò per ottenere un risultato accettabile di compensazione di tali artefatti nelle prove su pazienti, i marcatori dovranno essere almeno 6, posti nelle posizioni indicate in figura 2.12.

### 2.3 Strumenti e tecniche di valutazione

La fase di implementazione e validazione dello strumento è stata effettuata su acquisizioni sperimentali. Al fine di ottenere indicazioni quantitative che guidassero verso la configurazione ottimale dello strumento (posizione del laser rispetto alla telecamera, configurazione dei punti di controllo, set-up delle telecamere fisse, parametri telecamera mobile) si sono dovute individuare opportune cifre di merito, che consentano una valutazione quantitativa dell'accuratezza delle acquisizioni.

Essendoci diversi livelli da intraprendere per arrivare alla soluzione, è necessario disporre di molteplici strumenti creati *ad-hoc* per ognuno di questi. Necessitiamo quindi di:

1. Uno strumento in grado di valutare la calibrazione della telecamera mobile con le relative correzioni delle distorsioni.
2. Un meccanismo che permetta di quantificare l'accuratezza della ricostruzione laser.

Al fine di ottenere dei dati corretti è stato necessario elaborare i risultati a valle dell'acquisizione con strumenti di calcolo *off-line* come MATLAB<sup>®</sup> (The MathWorks, Natick, MA, USA) e Geomagic Studio<sup>®</sup> (Morrisville, NC, USA).

Tutti i dati acquisiti sono stati testati per valutare se seguissero una distribuzione normale standard, attraverso l'utilizzo del test di Kolmogorov-Smirnov [62] con un livello di significatività al 5%. Qualora il test risulti positivo, gli indici utilizzati saranno la media ( $\mu$ ) e la deviazione standard ( $\sigma$ ), in caso contrario si valuteranno la mediana (M), il primo (Q1) ed il terzo (Q3) quartile della distanza 3D tra punti o superfici corrispondenti.

Essendo i risultati di uno scanner interpretabili in maniera visiva, si utilizzano anche metodi grafici che mostrano varie immagini, per contribuire alla valutazione delle prestazioni dello strumento.

### 2.3.1 Design di prova

Per riuscire ad ottenere dei risultati attendibili il più velocemente possibile è stata scelta una distribuzione di marcatori che permettesse al sistema di acquisizione optoelettronico di evitare fastidiose sovrapposizioni ed occlusioni, che avrebbero reso complessa la ricostruzione dei punti.

La soluzione che si è intrapresa è stata quindi la più semplice, ottenuta disponendo 3 soli marcatori sulla struttura di sostegno, appositamente costruita a lato del supporto dello scanner (Fig. 2.13): si è infatti notato che in questo modo il sistema riesce a sfruttare a pieno la propria velocità di acquisizione, perdendo pochissimi *frame*.

Gli assi su cui vengono posti i marcatori sono 2 e sono tra loro ortogonali: sul primo asse, che forma un angolo di  $35^\circ$  con la struttura su cui è posta la telecamera, vengono posti 2 marcatori, mentre sul secondo, inclinato di  $55^\circ$  rispetto all'asse della telecamera, viene posto l'ultimo marcatore (Fig. 2.13).

Un'ulteriore rappresentazione della struttura è fornita in figura 2.14, in cui viene evidenziata la disposizione dei marcatori rispetto al piano laser, precedentemente calibrato (vedi § 2.2.4).

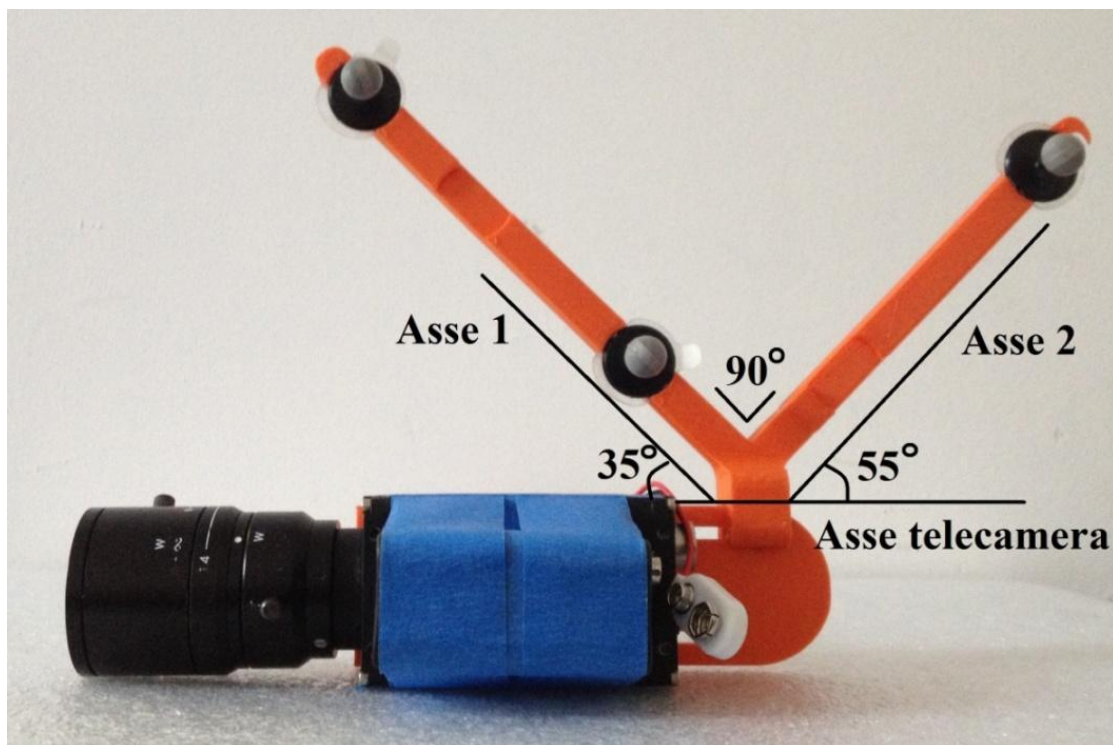


Fig. 2.13: La disposizione e l'inclinazione degli assi su cui sono posti i marcatori rispetto a quello a supporto della telecamera.

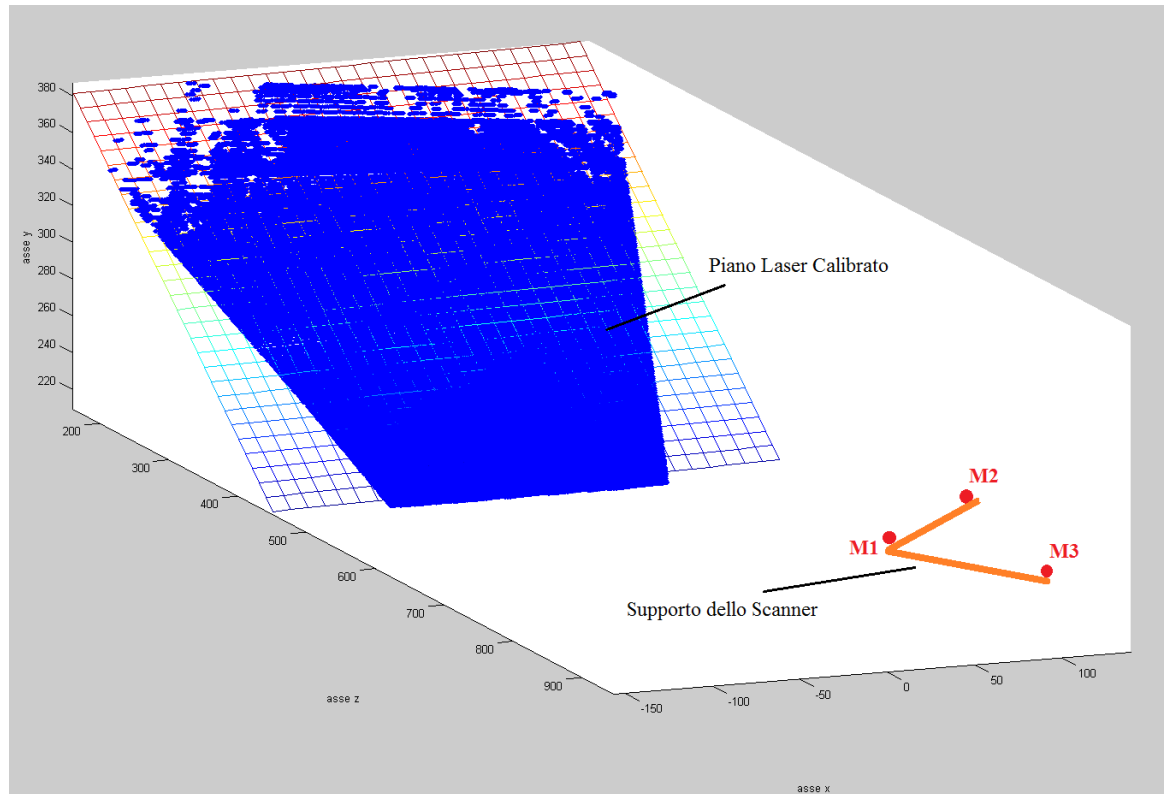


Fig. 2.14: La disposizione dei marcatori scelta per le prove sperimentali rispetto alla posizione del piano laser calibrato in blu.

### 2.3.2 Valutazione calibrazione telecamera mobile

La precisione ottenuta dalla calibrazione della telecamera mobile viene quantificata calcolando la differenza tra la posizione spaziale dei marcatori posti sulla scacchiera individuati da SMART e quella calcolata a partire dalle immagini 2D acquisite dalla telecamera mobile attraverso l'algoritmo descritto al paragrafo 2.2.3.

A causa di errori sistematici della localizzazione dei marcatori nello spazio 3D (vedi § 3.1.1) è stato necessario implementare un algoritmo in grado di calcolare attraverso un calcolo iterativo ai minimi quadrati i corretti parametri intrinseci della TVC a partire da quelli calcolati da OpenCV. In effetti questa ottimizzazione ha portato ad errori inferiori nella ricostruzione 3D dei marcatori e quindi dei punti della retta laser acquisita (vedi § 3.1.1).

Per valutare l'accuratezza della calibrazione sono state effettuate 24 calibrazioni, suddivise in 2 sessioni in cui l'ottica è stata modificata, in modo da caratterizzare univocamente lo scanner in termini di accuratezza assoluta di ricostruzione 3D.

### 2.3.3 Valutazione dell'accuratezza della ricostruzione 3D

Per valutare l'accuratezza della ricostruzione laser sono stati utilizzati 3 protocolli:

1. Acquisizione di un piano e confronto della ricostruzione con piano ideali individuato da tre marcatori localizzati dal sistema SMART.
2. Acquisizione della superficie di un manichino antropomorfo e confronto della superficie ricostruita con quella estratta da una scansione CT del manichino stesso.
3. Acquisizione del manichino come al punto 2, introducendo un movimento della superficie per verificare che la ricostruzione sia corretta anche simulando il movimento rigido del paziente.

#### 2.3.3.1 Acquisizione di una superficie planare

Per verificare l'accuratezza dello strumento si è scelto di calcolare la distanza 3D tra i punti ricostruiti, una volta tolti gli *outliers*, ed il loro piano interpolante, calcolato utilizzando la funzione *regress* di MATLAB<sup>®</sup>, così da verificare il livello di rumore introdotto dallo scanner e che effettivamente la superficie risulti planare.

Gli *outliers* sono stati identificati come quei valori esclusi dall'intervallo:

$$[Q1 - 1,5 \times IQR, Q3 + 1,5 \times IQR]$$

dove l'*Inter Quartile Range* (IQR) è calcolato come la differenza tra il terzo ed il primo quartile che vengono ricalcolati in seguito alla rimozione degli *outliers* [63].

Come ulteriore strumento, si sono valutate le distanze 3D tra il piano acquisito dal sistema SMART, attraverso la localizzazione di tre marcatori posti su di esso, ed il piano ricostruito.

Queste prove permetteranno quindi di avere risultati sia per quanto riguarda la capacità dello scanner di ricostruire un oggetto con una determinata forma, sia per quanto riguarda la capacità di posizionarlo all'interno di uno spazio noto.

Per validare le acquisizioni si è deciso di ricostruire 24 superfici planari in differenti posizioni nello spazio di prova in 3 diverse sessioni con calibrazioni del sistema SMART e della telecamera mobile differenti.

### 2.3.3.2 *Acquisizione di un manichino antropomorfo*

Nella seconda fase di validazione dello strumento è stato acquisito un busto antropomorfo così da confrontarlo con un modello di punti rappresentanti lo stesso manichino acquisito mediante TAC.

Per poter ottenere degli indici numerici è necessario sovrapporre i dati ai punti del manichino attraverso l'utilizzo dell'algoritmo di ICP [64], per poi andare a valutare media e deviazione standard delle distanze residue tra i due set di punti sia dal punto di vista puntuale che da quello relativo a superfici.

Anche in questo caso è stato necessario eliminare gli *outliers* usando le funzioni di Geomagic con un protocollo di analisi definito come segue:

1. Inizialmente si importano la nuvola di punti acquisita e quella relativa al modello e si eliminano le parti che sono evidentemente frutto di riflessi o di acquisizioni di oggetti estranei al manichino (Fig. 2.15). Si elimina il rumore dell'acquisizione con un livello di levigatezza ed un numero di iterazioni massimo e si uniformano i punti eliminando eventuali ridondanze inutili al fine del calcolo finale.
2. Vengono generate le superfici dai set di punti, andandole a levigare eliminando le eventuali punte derivanti da *mesh* scorrette e riempiendo i piccoli buchi che talvolta possono crearsi. Qualora si volessero ridurre le operazioni da compiere in questa fase è sufficiente creare una griglia uniforme secondo cui verranno posti i punti 3D (vedi §3.2.2).
3. Infine viene effettuata nuovamente l'allineamento delle *mesh* per ottenere i dati statistici del residuo riguardanti il confronto tra superfici (Fig. 2.16).

Si sono ridotte al minimo il numero di acquisizioni separate da dover effettuare per ottenere un profilo completo del fantoccio, sfruttando lo strumento per la valutazione *real-time* della scansione. Per ridurre l'effetto del rumore è stato creato un semplice algoritmo che individua le piccole macchie sogliate che non fanno parte della linea laser, ma sono dovute ai riflessi che si creano sulla superficie plastica del fantoccio.

Le acquisizioni sono state fatte dapprima con il manichino immobile, acquisendo 24 profili nello spazio in 4 sessioni, ed in seguito muovendolo nello spazio di prova, ricostruendo 24 profili in 3 sessioni, che saranno mappati rispetto al sistema di riferimento solidale al manichino (vedi § 2.2.6).

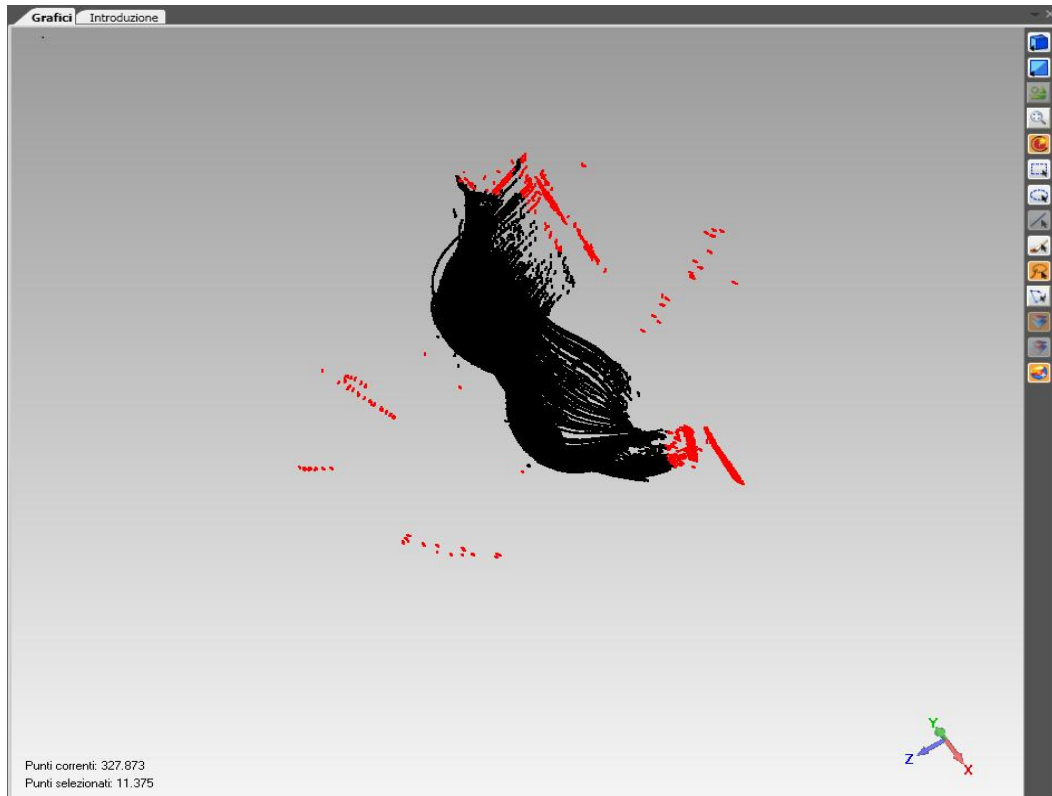


Fig. 2.15: La scansione effettuata con evidenziati in rosso i punti che sicuramente sono frutto di imprecisioni eliminabili.

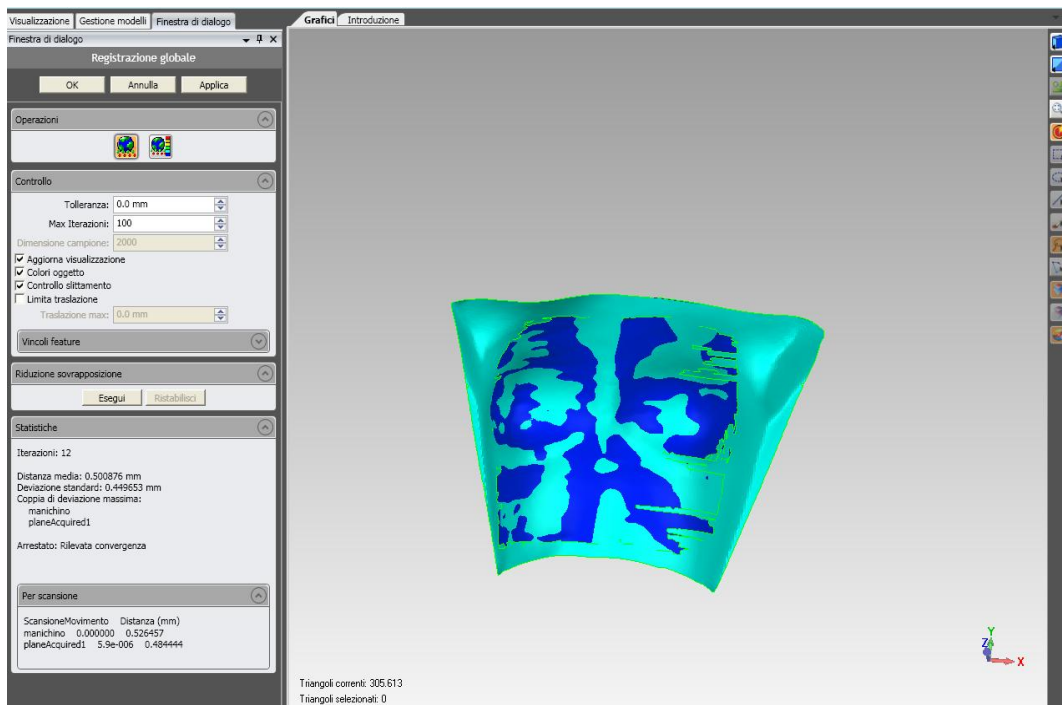


Fig. 2.16: In blu, la *mesh* relativa all'acquisizione con lo scanner laser. In azzurro, quella del manichino. In basso a sinistra, sono osservabili i dati relativi al calcolo del residuo che in seguito descriveremo.

## 2.4 Interfaccia grafica

Uno degli obiettivi posti per la realizzazione dello strumento di ricostruzione era quello che si disponesse di un'interfaccia grafica abbastanza intuitiva, così da facilitare il lavoro dell'operatore. Per fare ciò ci si è avvalsi delle librerie di Qt (Qt Software, Oslo, Norvegia) per creare le finestre di dialogo.

Le funzioni che possono essere richiamate tramite dei semplici click, racchiuse in due diverse finestre, una principale ed una di dialogo, si possono fondamentalmente suddividere in: funzioni per la calibrazione della telecamera mobile, per la calibrazione del piano laser, per la vera e propria acquisizione con lo scanner, per le impostazioni riguardanti le prove su pazienti e per la rappresentazione grafica dei dati ottenuti (Fig 2.17).

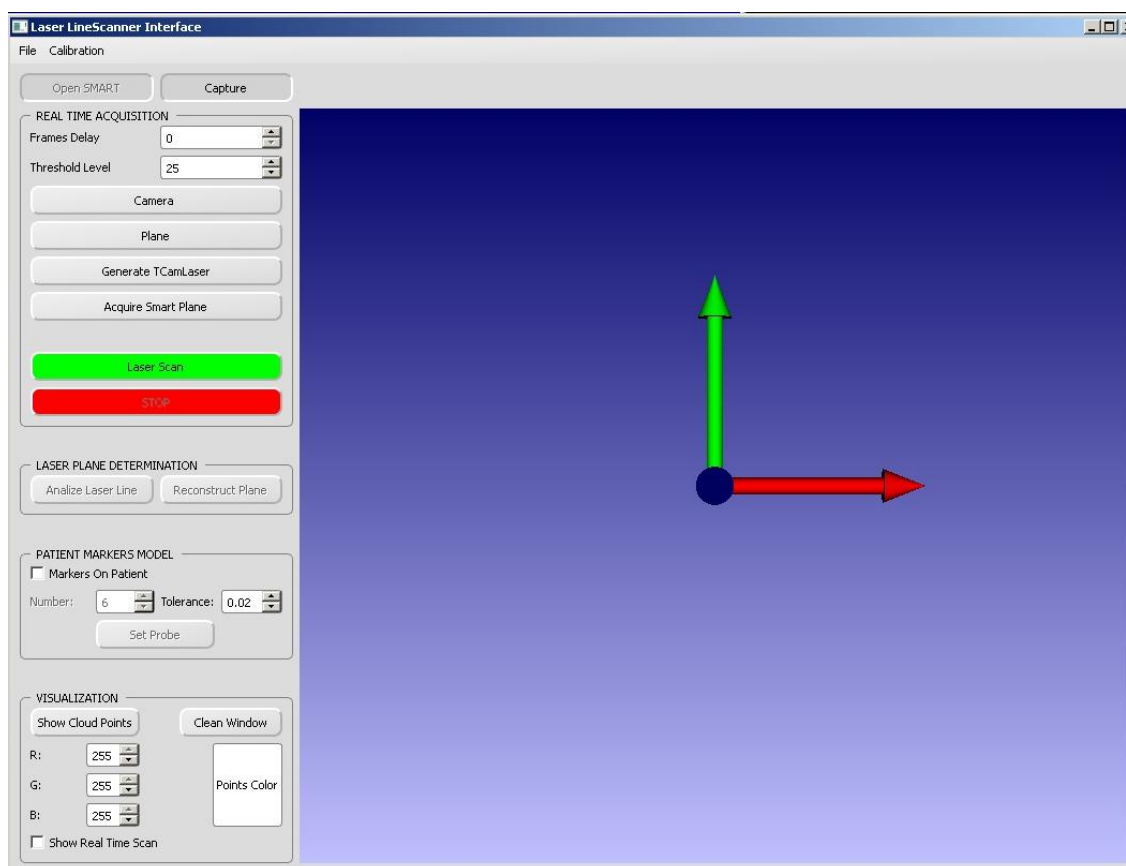


Fig. 2.17: La versione definitiva della *main window* con lo spazio per la visualizzazione 3D dei punti.

Tramite due pulsanti posti in alto a sinistra (*Open SMART* e *Capture*) (Fig. 2.18 [1]) è possibile avviare direttamente dalla *main window* il programma di acquisizione SMART che permette il *tracking* dei marcatori passivi.

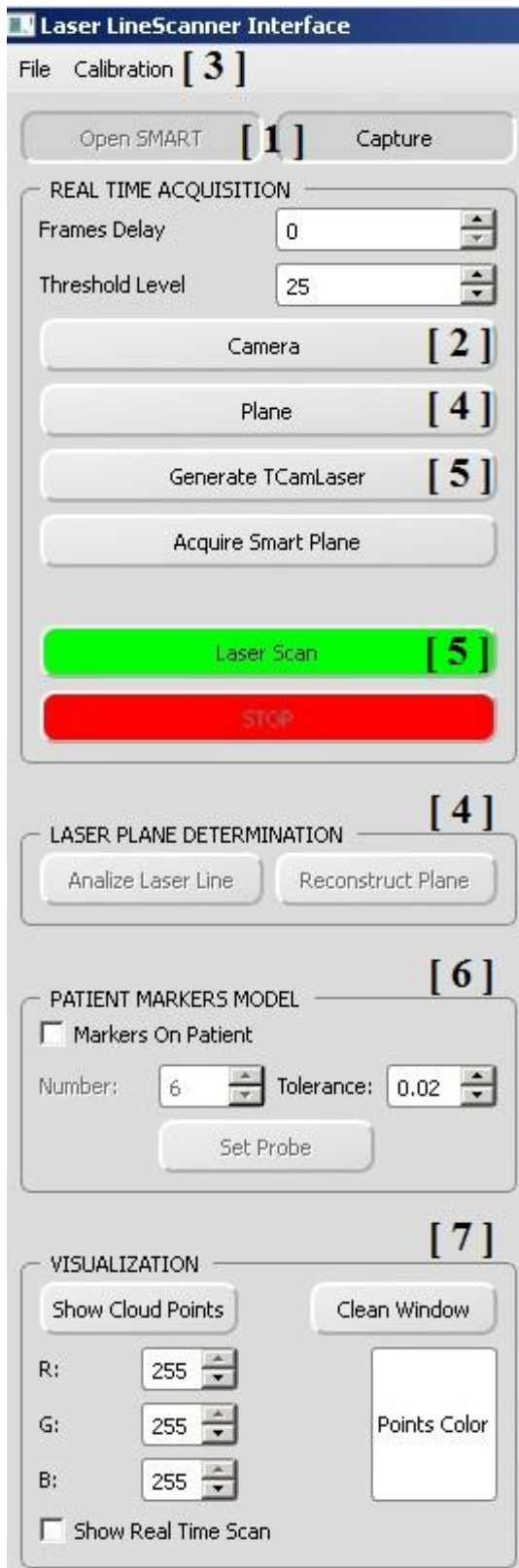


Fig. 2.18: Dettaglio della finestra principale in cui sono numerati i pulsanti che richiamano le funzioni qui descritte.

Sotto ad essi si osserva un box in cui sono contenute due caselle numeriche, in cui è possibile settare i valori di ritardi e soglia, ed i comandi per procedere con le fasi descritte al paragrafo 2.2.

Il pulsante *Camera* (Fig. 2.18 [2]) permette l'acquisizione della scacchiera marcata (Fig. 2.5). Una volta che è stato acquisito un numero di *frames* sufficientemente elevato (circa 300) deve essere fermata l'acquisizione intervenendo sul pulsante di *STOP*, per poi accedere alla finestra di dialogo che gestisce i parametri di calibrazione, tramite il comando *Calibration* posto nella barra dei menù (Fig. 2.18 [3]). In questa finestra (Fig. 2.19) è possibile settare i parametri (numero di *frames* da considerare, almeno più di 20, il numero di angoli interni e le dimensioni dei quadrati della scacchiera e la dimensione fisica dei pixel) necessari per l'avvio della procedura di calibrazione (*Calibrate*) descritta al paragrafo 2.2.2 che, qualora risulti buona (vedi § 2.4.2), potrà essere salvata (*Save Calibration*).

Il pulsante *Plane* ed i relativi pulsanti contenuti nel box per la calibrazione del piano (Fig. 2.18 [4]) avviano l'acquisizione di un piano



marcato su cui la telecamera mobile deve osservare la linea laser (Fig. 2.8), per poi implementare quanto descritto al paragrafo 2.2.4.

I pulsanti *Generate TCamLaser* e *Laser Scan* (Fig. 2.18 [5]) permettono di eseguire quanto esposto al paragrafo 2.2.5, vale a dire l'acquisizione di un profilo muovendo lo scanner nello spazio.

Per generare un modello di *marker* sul paziente, al fine di creare un sistema di riferimento locale (§ 2.2.6), è necessario impostare il numero di marcatori da acquisire ed il livello di tolleranza applicato al calcolo delle distanze reciproche (§ 2.2.2) e poi cliccare *Set Probe* per acquisire la disposizione (Fig. 2.18 [6]). Questa funzione può essere applicata per creare il modello di qualsiasi oggetto su cui sono posti marcatori ma, visto che la scacchiera, il pannello e lo scanner sono marcati sempre nello stesso modo, è stata implementata solo per stabilire il modello sul paziente, essendo questo l'unico che nel *set-up* può variare.

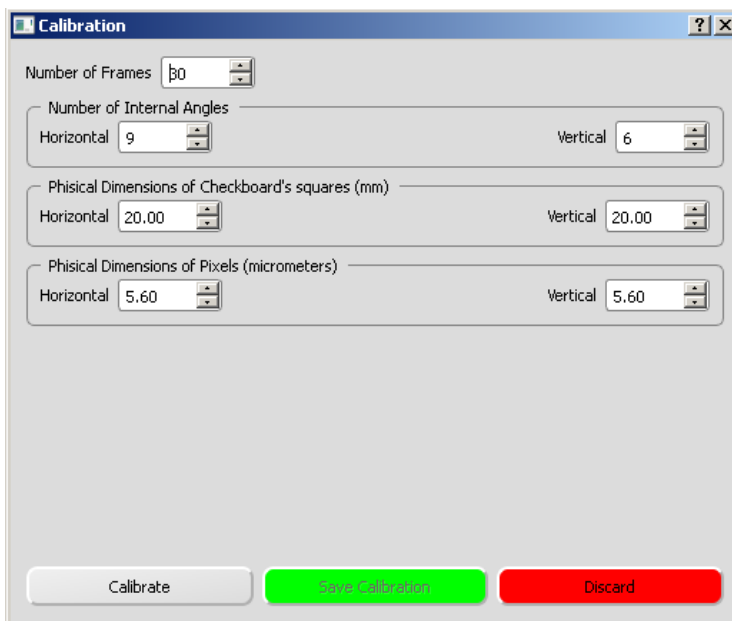


Fig. 2.19: La finestra di dialogo che gestisce la calibrazione della telecamera mobile.

La visualizzazione tridimensionale dei punti. I comandi finalizzati a ciò sono contenuti nell'ultimo box (Fig. 2.18 [7]) e permettono di visualizzare i punti 3D sia a valle dell'acquisizione sia durante essa, attraverso la spunta della casella *Show Real Time Scan*.

Tutta la procedura descritta è guidata da un processo concatenato di attivazione e disattivazione automatica dei pulsanti, che limita la possibilità di errore dell'operatore.

*up* può variare.

Nella finestra principale è stato infine necessario creare uno strumento di ricostruzione grafica, per poter osservare le superfici nello spazio tridimensionale rispetto al sistema di riferimento del laboratorio: sono state quindi utilizzate le librerie di Vtk che servono appunto per la

## - Capitolo 3 -

### *Risultati sperimentali*

**A**vendo precedentemente introdotto i metodi e gli indici che si utilizzano per valutare lo strumento, si osservano ora i valori numerici ricavati durante le diverse sessioni di acquisizione.

Saranno descritti esclusivamente i risultati relativi alla valutazione della calibrazione della telecamera mobile e i risultati che permettono di validare lo scanner laser per quanto riguarda l'accuratezza.

Verranno utilizzati gli strumenti di calcolo *off-line* introdotti nel capitolo precedente al fine di ricavare i valori numerici che permettono di caratterizzare quantitativamente lo scanner.

### 3.1 Risultati calibrazione telecamera mobile

Il primo importante punto da verificare attraverso l'introduzione di indici è la qualità della calibrazione dello scanner, valutabile attraverso il calcolo della mediana delle distanze tra i marcatori posti sulla scacchiera (vedi §2.2.2) trovati con SMART e quelli ricostruiti con il nostro algoritmo (vedi §2.2.3), utilizzando dapprima i parametri calcolati da OpenCV e poi con quelli ottimizzati attraverso il metodo ai minimi quadrati (vedi §2.4.2).

Si osserverà anche come viene variata la posizione del punto principale sul CCD e la dimensione della distanza focale nei due metodi, per verificare se ci sia un comportamento fisso che aiuti a spiegare il perché degli errori sistematici riscontrati in fase di calibrazione.

#### 3.1.1 Risultati numerici

Le scacchiere che OpenCV è riuscito ad acquisire (uguale al numero di matrici con cui si è ricostruita la matrice di rototraslazione dal sistema locale a quello assoluto media) sono state un minimo di 24 sino ad un massimo 30, sulle 30 fissate nella finestra di dialogo della calibrazione (vedi §2.4).

Il test di Kolmogorof-Smirnov (vedi §2.3) ha mostrato una non normalità nelle distribuzioni, quindi si sono utilizzate mediane e quartili per le valutazioni: nelle differenti

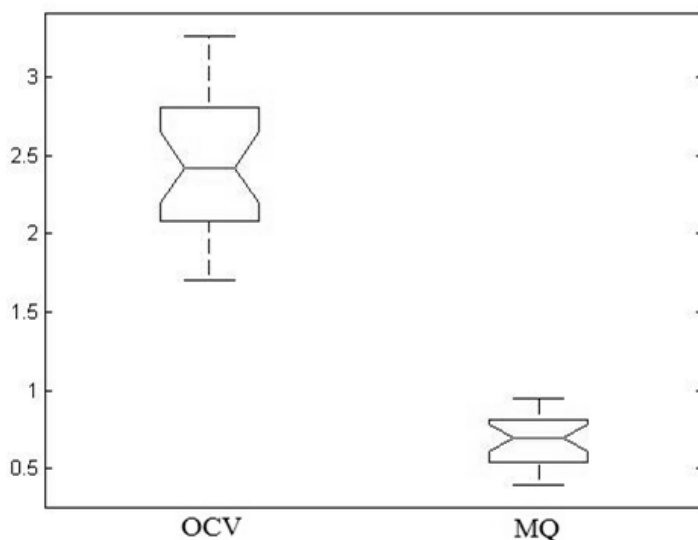


Fig. 3.1: *Box-plot* in cui è possibile notare l'incongruenza delle due distribuzioni ottenute.

acquisizioni l'errore di ricostruzione 3D ottenuto utilizzando i parametri ottenuti da OpenCV è stato di  $2,43 \pm 0,54$  mm (mediana  $M \pm$  distanza interquartile IQR), mentre utilizzando l'ottimizzazione con il metodo ai minimi quadrati esso è stato di  $0,64 \pm 0,22$  mm ( $M \pm$  IQR).

Per verificare che i

dati dei due gruppi non appartengono alla stessa distribuzione statistica, cosa che inficerebbe la prova in quanto i risultati sarebbero solo frutto del caso, è stato effettuato un test di analisi della varianza (ANOVA) [65] che ha evidenziato come i due campioni siano completamente differenti tra loro (Fig. 3.1), fornendo un valore di  $p$ -value pari a  $1,53 \times 10^{-23}$  (che indica la probabilità che l'ipotesi nulla "i 2 gruppi appartengono alla stessa distribuzione" sia verificata), approssimabile a zero.

Il metodo ai minimi quadrati migliora la mia capacità di ricostruzione diminuendo l'errore di ricostruzione 3D, spostando la posizione dei parametri intrinseci calcolati da OpenCV, che risultano essere sempre sovradimensionati: la posizione del centro sul CCD subisce un decremento di  $2,4 \pm 0,83$  pixel ( $M \pm IQR$ ) lungo x e di  $3,0 \pm 1,35$  pixel ( $M \pm IQR$ ) lungo y, mentre la distanza focale risulta mediamente di  $3,05 \pm 2,45$  pixel ( $M \pm IQR$ ) in eccesso.

In tabella 3.1 sono riportati i risultati numerici da cui sono ricavati i valori sopra descritti.

Tab. 3.1: I risultati relativi a 14 diverse calibrazioni. S = sessione; P = prova; A = scacchiere acquisite; OCV = errore mediano di ricostruzione 3D utilizzando i parametri forniti da OpenCV; MQ = errore mediano di ricostruzione 3D utilizzando i parametri risultanti dall'ottimizzazione ai minimi quadrati; Cx = coordinata x del centro del CCD; Cy = coordinata y del centro del CCD; f = distanza focale.

S	P	A	Errori 3D [mm]		Parametri OCV [pix]			Parametri MQ [pix]		
			OCV	MQ	Cx	Cy	f	Cx	Cy	f
1	1	28	2,43	0,95	353,3	221,7	1337,7	351,5	218,7	1337,5
	2	27	2,42	0,75	348,5	223,5	1342,4	346,9	220,1	1339,5
	3	29	2,32	0,64	350,6	221,7	1329,3	348,3	219	1325,2
	4	29	2,58	0,47	362,2	223,1	1326,9	359,8	219,9	1325,2
	5	30	2,81	0,52	366,5	214,6	1321,7	363,9	211,5	1321,1
	6	30	2,77	0,91	354,4	227	1329,3	352	223,5	1325
	7	28	2,26	0,55	390,8	228,5	1344,9	387,7	224,9	1342,2
	8	26	3,14	0,49	360,5	228,3	1339,4	358,2	218,6	1334,1
	9	24	1,92	0,4	358,4	224,9	1324,6	355	221,1	1320,2
	10	27	2,05	0,84	351,9	225,6	1326,5	339,9	224,1	1322,9
	11	28	2,46	0,81	355,3	229,4	1344,8	352,1	226,7	1343,1
	12	30	2,17	0,59	354,2	222,1	1352,9	351,6	220,6	1350,4

---

2	1	30	1,7	0,63	319,6	206,4	1291,7	317,3	204	1288,5
	2	30	2,11	0,65	316,2	216,3	1301,4	314,3	210,6	1279,2
	3	29	2,42	0,81	312,4	211,6	1302,8	311	210,9	1300,1
	4	24	2,5	0,67	311,3	208,6	1317,9	309,7	200	1314,5
	5	29	2,91	0,49	314,3	200,2	1320,9	312,1	198,7	1319,6
	6	25	2,98	0,57	315,6	206,4	1304,6	313	205,6	1301,9
	7	27	1,94	0,62	300,9	214,6	1319,4	298,4	211,6	1308,7
	8	29	2,87	0,71	320	215,6	1324,6	317,7	203,6	1320,8
	9	28	2,36	0,64	302,9	225,9	1300	301,7	223,4	1298,5
	10	24	2,64	0,72	301,7	204,7	1287,6	300,4	201,5	1284,3
	11	30	2,33	0,53	309,4	201,1	1294,6	306,4	198,7	1290
	12	28	2,87	0,82	300,7	222,3	1312,6	294,7	221,9	1311,5

---

### 3.2 Risultati accuratezza ricostruzione scanner

Come già anticipato nel paragrafo 2.4.3 nella trattazione che segue si troveranno indicatori di accuratezza andando ad acquisire un piano, un manichino antropomorfo ed un manichino antropomorfo in movimento confrontandoli con dei modelli che vengono reputati corretti: nel primo caso si userà un piano acquisito con il sistema SMART, nel secondo si confronterà il tutto con l'acquisizione TAC del manichino.

#### 3.2.1 Risultati ricostruzione superficie planare

Per valutare le distanze tra i piani, che non seguono una distribuzione normale, si è ricorso al calcolo di mediana, primo e terzo quartile grazie ai quali riesco anche ad identificare gli *outliers*, come descritto al paragrafo 2.4.2.1.

Per fornire ai dati ridondanza ed attendibilità, sono state effettuate tre prove effettuate in tre diverse giornate in cui sono state cambiate la calibrazione di SMART, la calibrazione della telecamera mobile e, per ognuna di queste, sono state acquisite 8 superfici planari poste in diverse posizioni dello spazio per ottenere così 24 valutazioni differenti.

Nelle diverse sessioni di acquisizione sostenute sono stati analizzati, per ogni piano ricostruito, un totale di  $66855,5 \pm 16793$  punti ( $M \pm IQR$ ) in cui sono stati individuati  $1027 \pm 1313,25$  *outliers* ( $M \pm IQR$ ): le superfici acquisite sono state ricostruite con un

errore di  $0,78 \pm 0,78$  mm ( $M \pm IQR$ ) rispetto al proprio piano di regressione e localizzate a  $2,91 \pm 1,61$  mm ( $M \pm IQR$ ) dal piano reale.

Nelle figure 3.1 e 3.2 è possibile notare diverse acquisizioni dello stesso piano ottenute dapprima con Vtk e poi rielaborate con MATLAB<sup>®</sup>.

In tabella 3.2 sono riportati tutti i dati da cui è stato possibile estrapolare i risultati descritti.

Tab. 3.2: Sono riportati i dati relativi a 3 acquisizioni con calibrazioni differenti di 8 piani disposti nello spazio 3D di prova. S = sessione; Cal = errore mediano di ricostruzione 3D; P = piano acquisito; NP = numero punti acquisiti; NO = numero di *outliers* trovati; M = mediana; Q1 = primo quartile; Q3 = terzo quartile.

S	Cal	P	Acquisito/Regressione [mm]				Acquisito/SMART [mm]			
			NP	NO	M	Q1	Q3	M	Q1	Q3
1	0,98	1	54679	1035	0,64	0,27	1,15	2,4	1,54	3,64
		2	77781	363	0,71	0,29	1,41	1,42	0,7	2,3
		3	89877	94	0,64	0,27	1,19	1,39	0,72	2,18
		4	72010	0	1,91	1,14	2,57	0,93	0,41	1,66
		5	123432	1330	0,99	0,58	1,41	2,17	1,16	3,31
		6	67028	1155	2,21	1,27	3,25	4,13	2,31	5,51
		7	68020	426	0,785	0,38	1,49	2,08	0,94	3,5
		8	53546	37	1,1	0,54	1,79	1,72	0,78	2,87
2	0,84	1	70651	642	0,43	0,2	0,71	3,08	2,3	3,76
		2	53401	676	0,49	0,22	0,88	3,28	2,52	3,87
		3	62697	2280	0,47	0,23	0,84	4	3,35	5,19
		4	66683	2973	0,64	0,3	1,04	4,8	3,88	5,82
		5	55680	1019	0,58	0,3	0,92	4,51	3,92	5,3
		6	64038	4568	0,33	0,16	0,59	4,43	3,82	5,12
		7	49060	1896	0,59	0,32	0,92	4,47	3,76	5,49
		8	63299	1666	0,78	0,46	1,13	4,45	3,65	5,18
3	0,75	1	68214	512	0,58	0,22	0,84	3,49	3,26	4,01
		2	45722	1422	0,63	0,45	0,94	2,48	2,15	3,57
		3	84522	263	0,33	0,16	0,54	0,87	0,68	1,56
		4	72145	97	0,49	0,25	0,65	2,42	2	2,88

---

5	65248	1265	0,72	0,51	1,21	1,9	1,12	2,64
6	46592	2004	1,01	0,87	1,59	3,57	2,91	4,65
7	98051	3561	0,88	0,76	1,36	2,79	2,47	3,23
8	72456	452	0,87	0,79	1,32	3,01	2,56	4,26

---

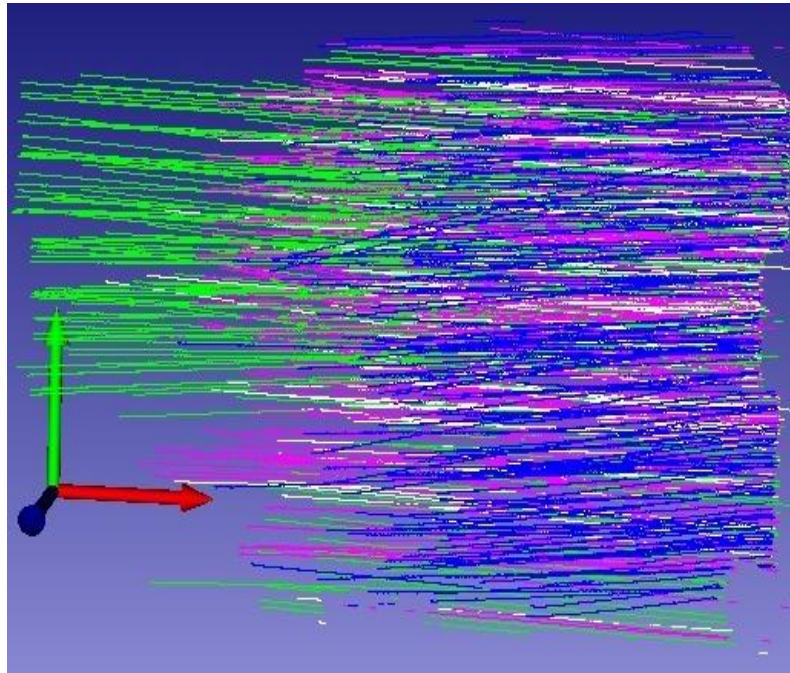


Fig. 3.2: Viste frontale e laterale della rappresentazione di 4 acquisizioni dello stesso piano nella finestra principale (bianco, blu, rosa e verde), usando Vtk. Non sono ancora stati rimossi gli *outliers*.

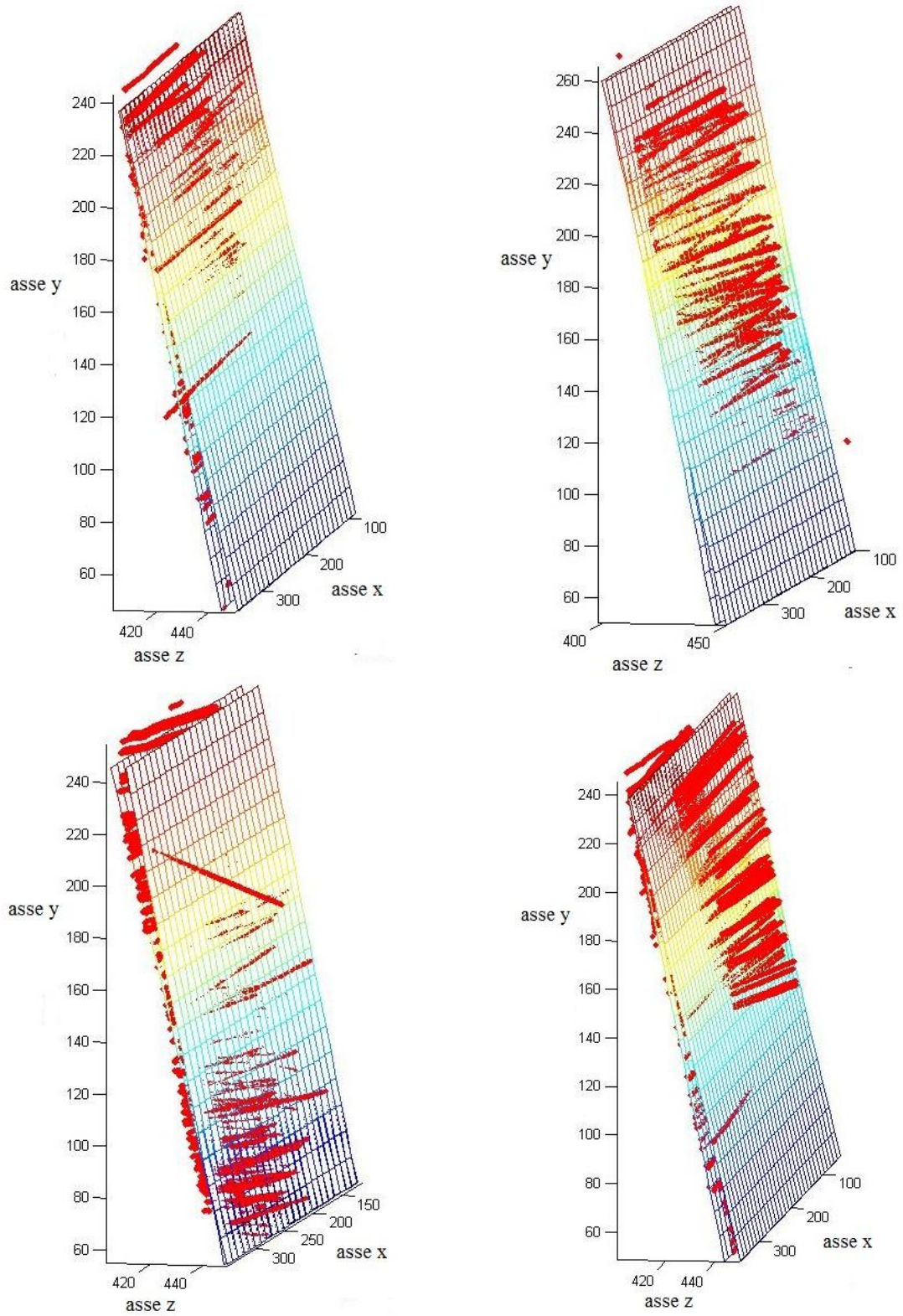


Fig. 3.3: Le 4 diverse acquisizioni descritte in figura 3.1 rielaborate con MATLAB.



### 3.2.2 Risultati ricostruzione manichino antropomorfo

Come già anticipato nel paragrafo 2.4.2.2 è stato acquisito un manichino antropomorfo che è stato confrontato con un modello ottenuto da una TAC, attraverso un software di analisi di superfici (Geomagic), per eliminare i rumori e per registrare uno sull'altro i due profili. Dapprima i dati verranno confrontati punto a punto per poi passare ad un'analisi delle *mesh* create a partire da essi. I valori numerici ricavati dalla funzione di allineamento di Geomagic sono media e deviazione standard delle distanze tra punti corrispondenti o superfici: in questo specifico caso non è possibile verificare se la loro distribuzione è effettivamente normale, quindi il dato verrà preso per buono.

Sono stati acquisiti 24 profili del manichino in posizioni differenti dello spazio di prova, in 4 diverse sessioni con 4 diverse calibrazioni di SMART e telecamera mobile. La completa acquisizione della superficie è semplice da ottenere ricorrendo all'utilizzo dello strumento grafico *real-time*, che permette di avere un riscontro immediato di ciò che viene acquisito.

Per ogni scansione sono stati raccolti un totale di  $343369 \pm 239594$  punti ( $M \pm IQR$ ) dei quali ne sono stati però ritenuti utili ai fini della ricostruzione solo  $126364 \pm 71390$  ( $M \pm IQR$ ), che sono frutto della rielaborazione *off-line* descritta al paragrafo 2.3.3.2 e che risultano sufficientemente distribuiti sull'intera superficie.

Per quanto riguarda il residuo calcolato dal confronto tra i punti si è ottenuta un differenza tra il manichino ricostruito ed il modello di  $1,1 \pm 0,2$  mm ( $M \pm IQR$ ), mentre per quanto riguarda il confronto tra superfici i risultati si sono attestati su una differenza di  $0,7 \pm 0,18$  mm ( $M \pm IQR$ ).

In tabella 3.3 sono riportati tutti i dati numerici ottenuti durante le 17 differenti acquisizioni.

Tab. 3.3: Sono riportati i dati relativi a 3 acquisizioni con calibrazioni differenti di manichini disposti nello spazio 3D. S = sessione; Cal = errore mediano di ricostruzione 3D; PPP = numero di punti post-processing;  $\mu$  = media;  $\sigma$  = deviazione standard.

S	Cal	P	NP	PPP	Residuo punti [mm]		Residuo superfici[mm]	
					$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
1	0,54	1	234995	200869	1,29	0,84	0,99	0,57
		2	216880	59282	1,14	0,67	0,88	0,14
		3	909194	126364	0,89	0,58	0,74	0,74

---

		4	653248	114786	0,93	0,64	0,81	0,8
		5	548796	102569	0,98	0,55	0,7	0,71
		6	496142	95612	0,91	0,62	0,74	0,69
2	0,82	1	615387	198563	1,1	0,66	0,75	0,62
		2	501556	192492	1,22	0,79	0,88	0,78
		3	551979	176262	1,11	0,67	0,75	0,68
		4	338542	104872	1,14	0,53	0,5	0,46
		5	351795	128539	1,03	0,63	0,59	0,55
		6	278415	112321	0,97	0,58	0,58	0,51
3	0,94	1	328225	120719	1,31	0,52	0,5	0,45
		2	343369	136898	1,1	0,49	0,55	0,48
		3	309202	176262	1,08	0,6	0,63	0,57
		4	366954	102287	0,95	0,49	0,47	0,43
		5	342001	103256	0,93	0,44	0,43	0,39
		6	298664	187542	1	0,57	0,6	0,5
4	0,4	1	205421	152364	1,21	0,68	0,72	0,68
		2	251478	168234	1,17	0,72	0,68	0,55
		3	301241	172402	1,32	0,94	0,7	0,66
		4	264123	105641	0,98	0,67	0,69	0,6
		5	284123	98465	1,2	0,74	0,81	0,42
		6	324689	122201	1,14	0,91	0,93	0,53

---

Dopo aver condotto l'analisi numerica è stato necessario valutare i risultati anche dal punto di vista grafico mettendo in pratica quanto descritto al paragrafo 2.3.3.2. La figura 3.4 illustra i passaggi attraverso i quali si giunge al calcolo del residuo nel confronto tra punti: i dati che si ottengono in prima istanza dalla scansione *real-time* sono rumorosi e presentano *outliers*, dovuti a riflessi rilevati dalla telecamera mobile, e necessitano perciò di un'elaborazione a valle dell'acquisizione che li raffini, rendendoli maggiormente adatti ad un confronto con il modello derivante da TAC.

In figura 3.5 sono mostrati i passaggi che permettono la creazione di una *mesh* a partire dai dati puntuali: anche in questo caso sarà necessario intervenire per migliorare il risultato della procedura automatizzata sviluppata da Geomagic. La superficie così

generata risulta ben sovrapponibile con quella del modello TAC come si può evincere dalla figura 3.6.

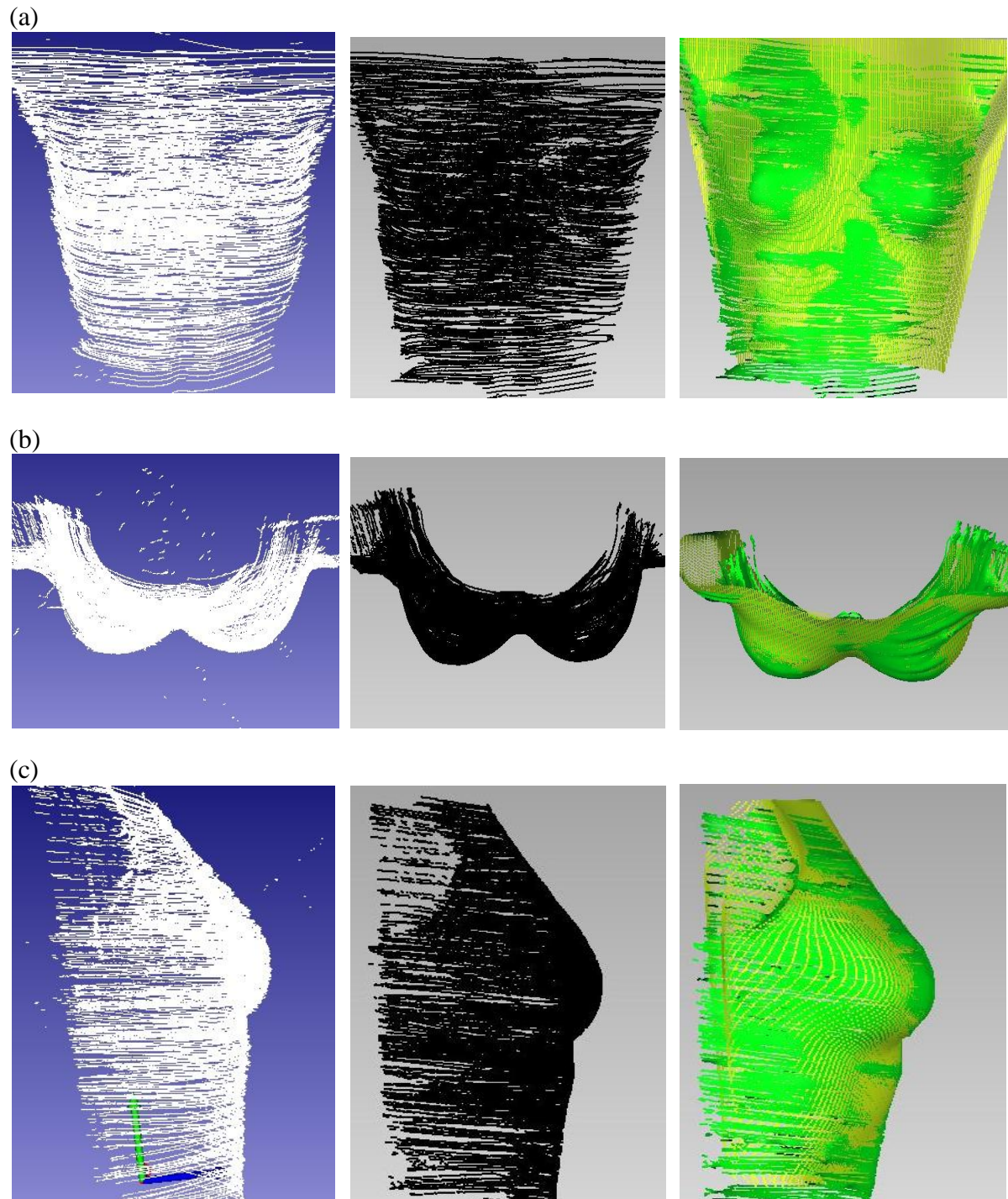


Fig. 3.4: Da sinistra a destra, l'acquisizione vista nella finestra di Vtk tramite la visualizzazione *real-time*, i punti uniformati e senza rumore rielaborati con Geomagic (§2.3.3.2) ed infine i punti acquisiti (in verde) sovrapposti ai punti del modello della scansione TAC (in giallo). Sono visualizzate le viste frontale (pannello a), dall'alto (pannello b) e laterale (pannello c) del profilo del fantoccio.

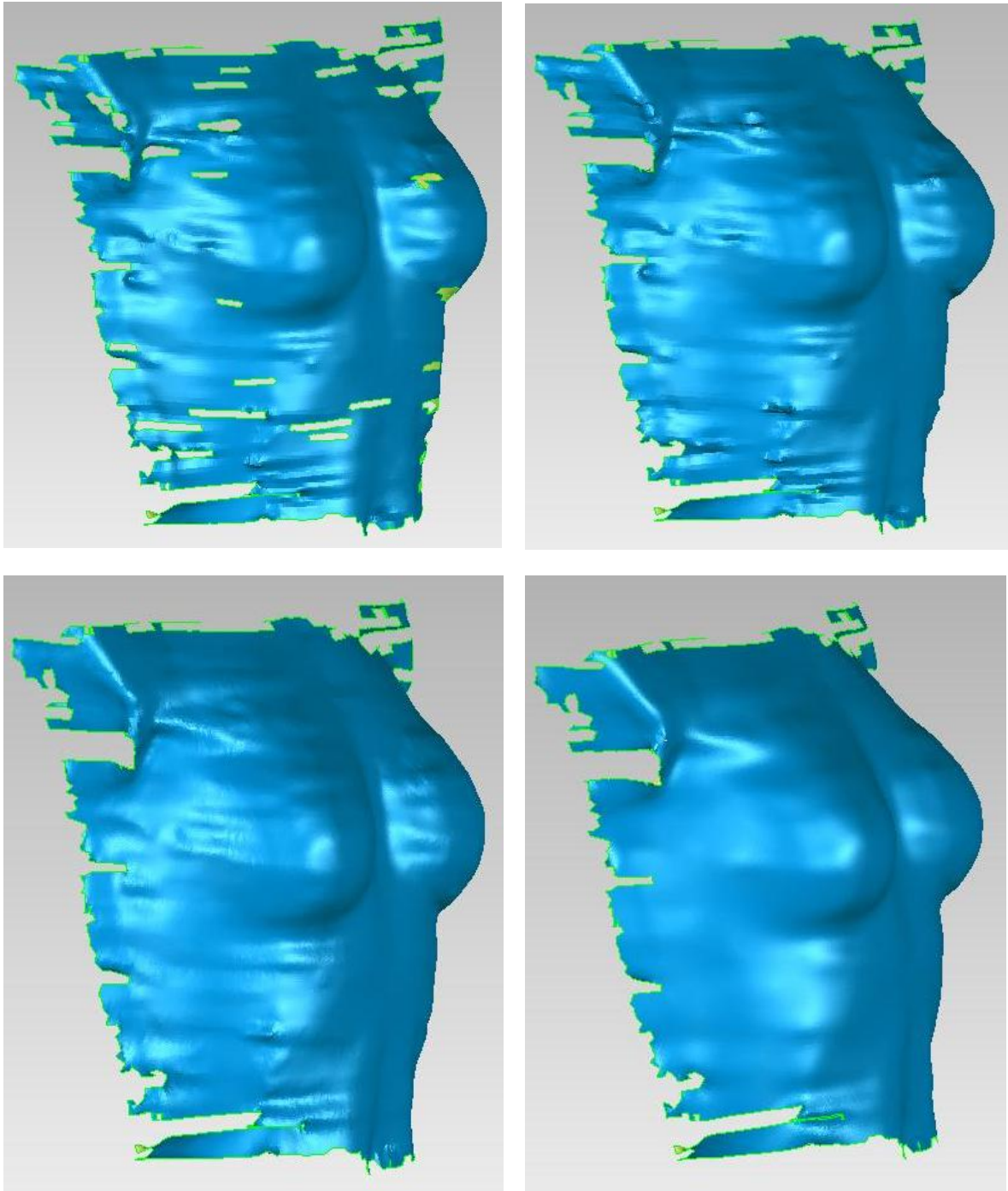


Fig. 3.5: Da sinistra a destra vediamo il processo descritto al paragrafo 2.3.3.2: la prima ricostruzione della superficie 3D a partire dai punti trovati e mostrati in figura 3.4; riempimento degli eventuali buchi; eliminazione delle punte e smussamento della superficie; levigatura finale che permette di ottenere un risultato ottimo.



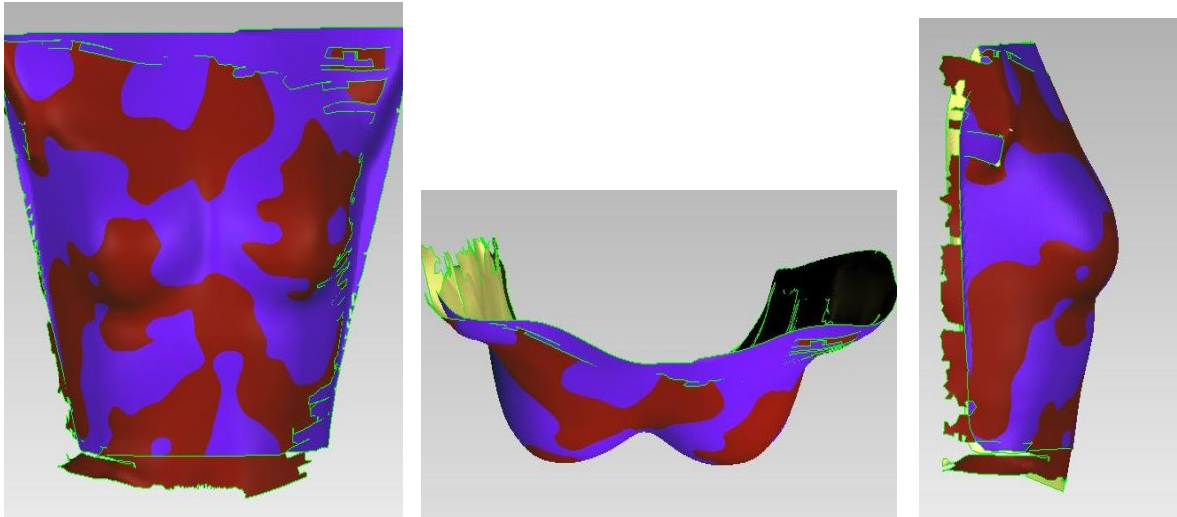
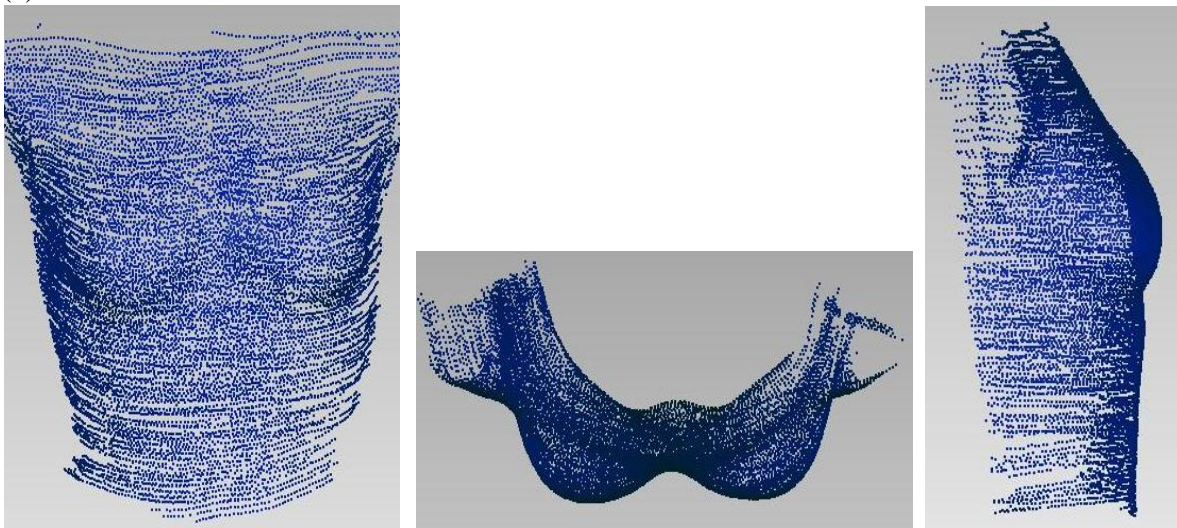


Fig. 3.6: Da sinistra a destra, le viste frontale, dall'alto e laterale della superficie del manichino ricostruito in figura 3.5 (in rosso), sovrapposto alla superficie del manichino TAC generato nella stessa maniera (in viola).

Qualora si voglia invece procedere in maniera simile a quanto è stato fatto nell'elaborazione del modello TAC, è necessario uniformare i punti acquisiti secondo uno schema a griglia regolare (vedi §2.3.3.2), sempre utilizzando Geomagic (Fig. 3.7a). Così facendo la ricostruzione della *mesh* risulta meno rumorosa e non necessita della rielaborazione mostrata in figura 3.5 (Fig. 3.7b).

(a)



(b)

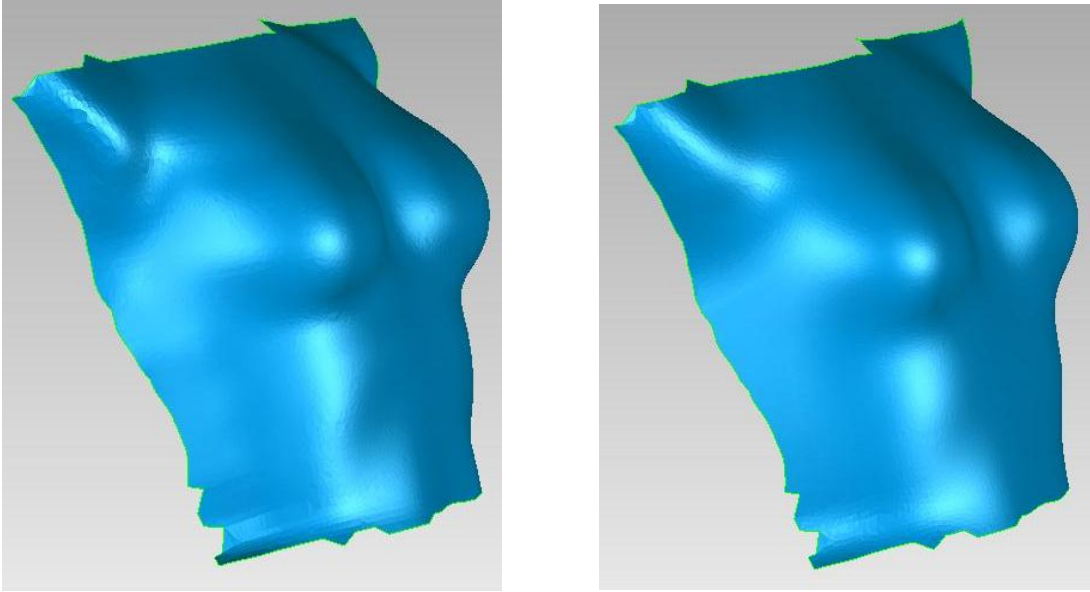
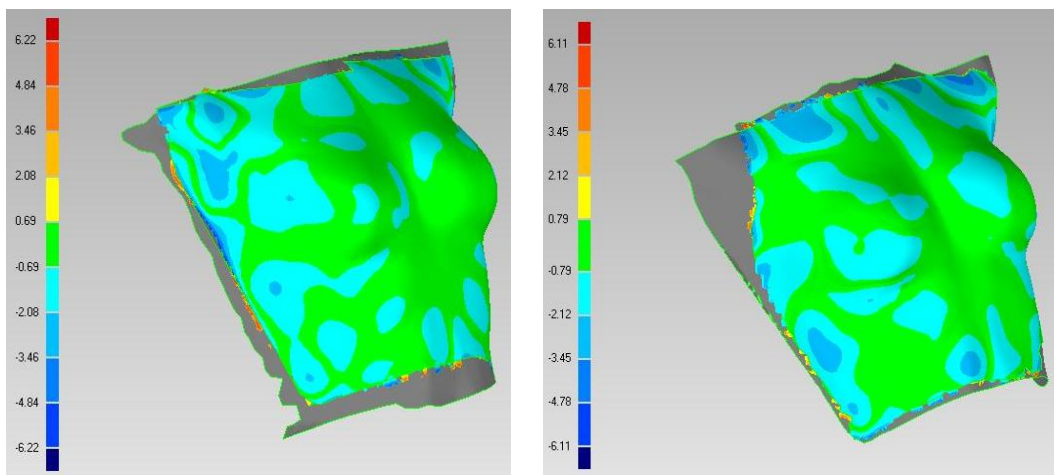


Fig. 3.7: Da sinistra a destra, le viste frontale, dall'alto e laterale della griglia di punti ricostruita (pannello a) e la *mesh* ricostruita, poi ripulita dal rumore, a partire da questa griglia (pannello b). Si nota la differenza con i dati poco uniformati visibili in figura 3.5.

Come ulteriore strumento di valutazione sono state ricavate delle mappe delle distanze 3D tra il manichino acquisito ed il modello della TAC. Come si può osservare in figura 3.8, nella maggior parte delle zone acquisite la distanza tra le superfici non supera i 2 mm.



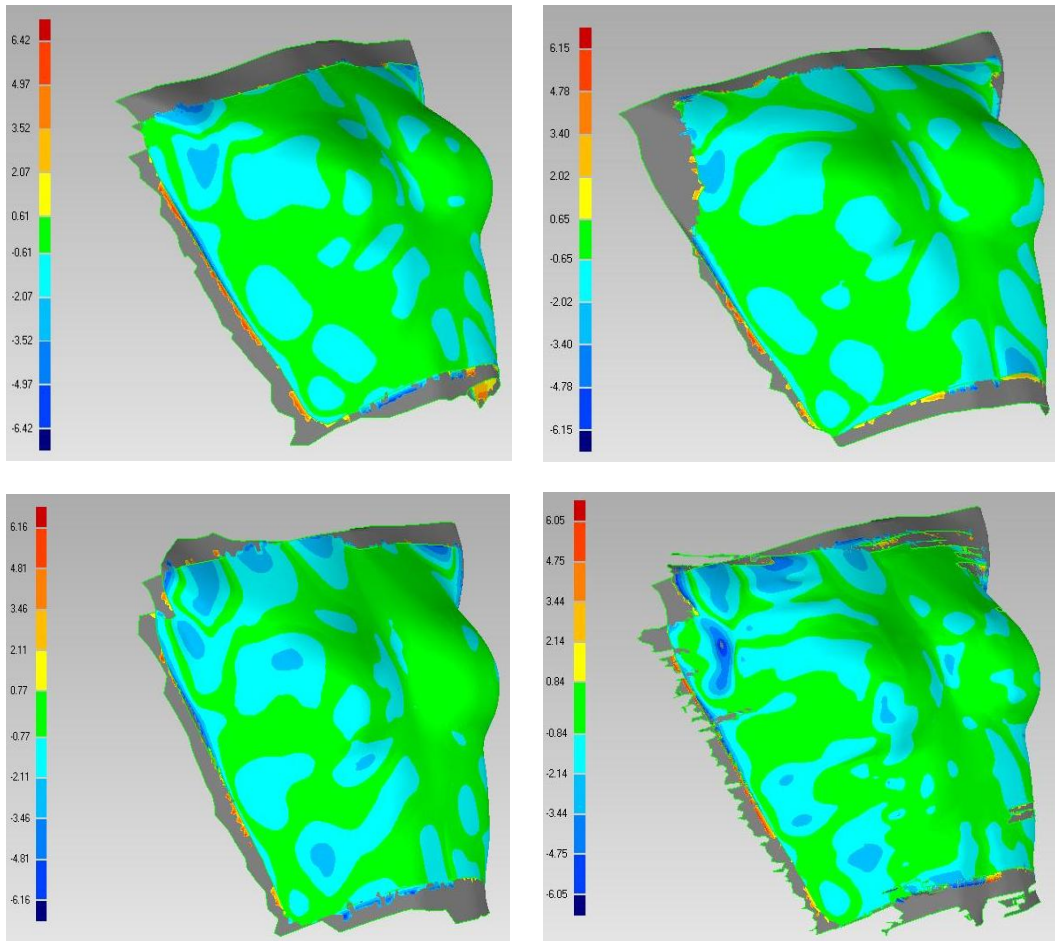


Fig. 3.8: 6 mappe delle distanze tra la mesh ricostruita dai punti acquisiti dal manichino antropomorfo con lo scanner e quella ricostruita dal modello TAC. I colori più chiari (verde o azzurro) rappresentano le zone dove l'errore risulta essere contenuto, mentre i colori scuri indicano le zone dove gli errori di ricostruzione risultano maggiori.

### 3.2.3 Risultati ricostruzione manichino antropomorfo in movimento

Il *set-up* utilizzato sfrutta tre marcatori passivi posti su posizioni standard del manichino (vedi §2.2.6).

Il manichino viene quindi mosso in tutto lo spazio di acquisizione e mappato rispetto al sistema di riferimento locale, al fine di osservare se la ricostruzione del profilo risulta comunque accurata se confrontata nuovamente con il modello TAC.

Visto che il movimento verrà compensato rispetto al sistema di riferimento solidale con il manichino, non sarà possibile descriverlo rispetto al sistema di riferimento del laboratorio. La valutazione delle superfici sarà basata comunque sul confronto ottenuto

utilizzando il programma Geomagic che consente la registrazione dei profili (vedi §2.4.2.2).

Anche in questo caso sono state necessarie diverse prove per verificare l'accuratezza del sistema: sono state effettuate 24 differenti prove raggruppate secondo 3 sessioni con 3 diverse calibrazioni di telecamera mobile e di SMART. I test di normalità per tutti i dati acquisiti hanno dato esito negativo quindi abbiamo analizzato mediane e quartili.

Come nel paragrafo 3.1.2 sono state effettuate solamente scansioni singole per ogni profilo, sfruttando a pieno le potenzialità della visualizzazione grafica *real-time* per accertare l'acquisizione di un profilo completo.

Al fine di valutare l'effettiva entità dello spostamento del manichino si è scelto di osservare lo spostamento del baricentro dei marcatori posti su di esso, che è anche stato scelto come origine della terna del sistema di riferimento solidale al fantoccio.

Nelle acquisizioni effettuate si sono ricostruiti nel 3D  $178651,5 \pm 54036,75$  punti ( $M \pm IQR$ ) spostando il baricentro dei marcatori, nel sistema di riferimento del laboratorio, di  $412,6 \pm 76,77$  mm ( $M \pm IQR$ ) lungo l'asse x, di  $73,97 \pm 31,92$  mm ( $M \pm IQR$ ) lungo l'asse y e di  $407,94 \pm 64,24$  mm ( $M \pm IQR$ ) lungo l'asse z, simulando quindi un movimento verosimilmente molto maggiore di quello di un paziente in fase di acquisizione.

Per quanto riguarda il residuo calcolato dal confronto tra i punti si è ottenuta una differenza tra il manichino ricostruito ed il modello di  $1,13 \pm 0,14$  mm ( $M \pm IQR$ ), mentre per quanto riguarda il confronto tra superfici i risultati si sono attestati su una differenza di  $0,67 \pm 0,16$  mm ( $M \pm IQR$ ).

Di seguito vengono riportati in tabella 3.4 tutti i dati da cui è stato possibile estrapolare i risultati descritti.

Anche per la valutazione del manichino in movimento sono state utilizzati gli strumenti grafici di visualizzazione, come si può vedere nelle figure 3.9. Come per le mappe cromatiche delle distanze della figura 3.8, anche in questo caso il residuo calcolato si attesta, nella quasi totalità dei casi, su valori inferiori ai 2 mm.



Tab. 3.4: Sono riportati i dati relativi a 2 acquisizioni con calibrazioni differenti di manichini mossi nello spazio 3D. S = sessione; Cal = errore mediano di ricostruzione 3D; PPP = punti *post-processing*  $\Delta x$  = spostamento lungo x;  $\Delta y$  = spostamento lungo y;  $\Delta z$  = spostamento lungo z.  $\mu$  = media;  $\sigma$  = deviazione standard.

S	Cal	PPP	Spostamenti [mm]			Residuo punti		Residuo superfici	
			$\Delta x$	$\Delta y$	$\Delta z$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
1	0,87	146499	400,82	84,24	395,76	1,13	0,85	0,59	0,55
		102427	357,81	24,16	409,35	1,07	0,92	0,61	0,59
		227300	482,97	37,89	455,22	1,11	0,98	1,01	0,84
		147754	385,29	55,75	399,57	1,21	0,94	0,65	0,6
		159864	368,25	67,22	402,15	1,2	0,97	0,7	0,81
		115087	384,74	72,42	392,02	1,02	0,96	0,71	0,85
2	0,75	182645	385,26	88,46	423,21	1,03	0,9	0,6	0,64
		105487	401,52	76,33	386,41	1,02	0,91	0,63	0,65
		103654	471,24	102,56	298,25	1,14	0,93	0,69	0,64
		189552	478	87,46	356,78	0,81	0,76	0,71	0,7
		164235	456,32	90	458,62	1,12	0,82	0,53	0,5
		202541	376,55	94,32	479,33	1,23	0,86	0,55	0,5
3	0,81	83319	350,32	94,16	570,78	0,79	0,64	0,89	0,79
		240959	461,65	60,54	202,99	1,13	0,64	0,52	0,65
		202993	480,75	55,81	504,78	1,25	0,78	0,64	0,6
		151634	442,05	36,95	345,41	1,05	0,62	0,5	0,62
		147892	422,65	48,77	452,62	0,98	0,89	0,9	0,85
		216302	452,32	64,12	502,66	1,21	0,62	0,53	0,65
		198653	402,55	75,53	421,27	1,13	0,85	0,79	0,54
		174658	399,45	67,32	455,12	1,15	0,74	0,88	0,77
		188742	402,11	52,22	405,16	0,98	0,84	0,74	0,7
		201454	471,25	87,23	391,24	1,05	0,97	0,88	0,63
192643	463,23	84,56	406,53	1,32	0,84	0,75	0,69		
201546	451	98,22	462,87	1,14	0,65	0,65	0,6		

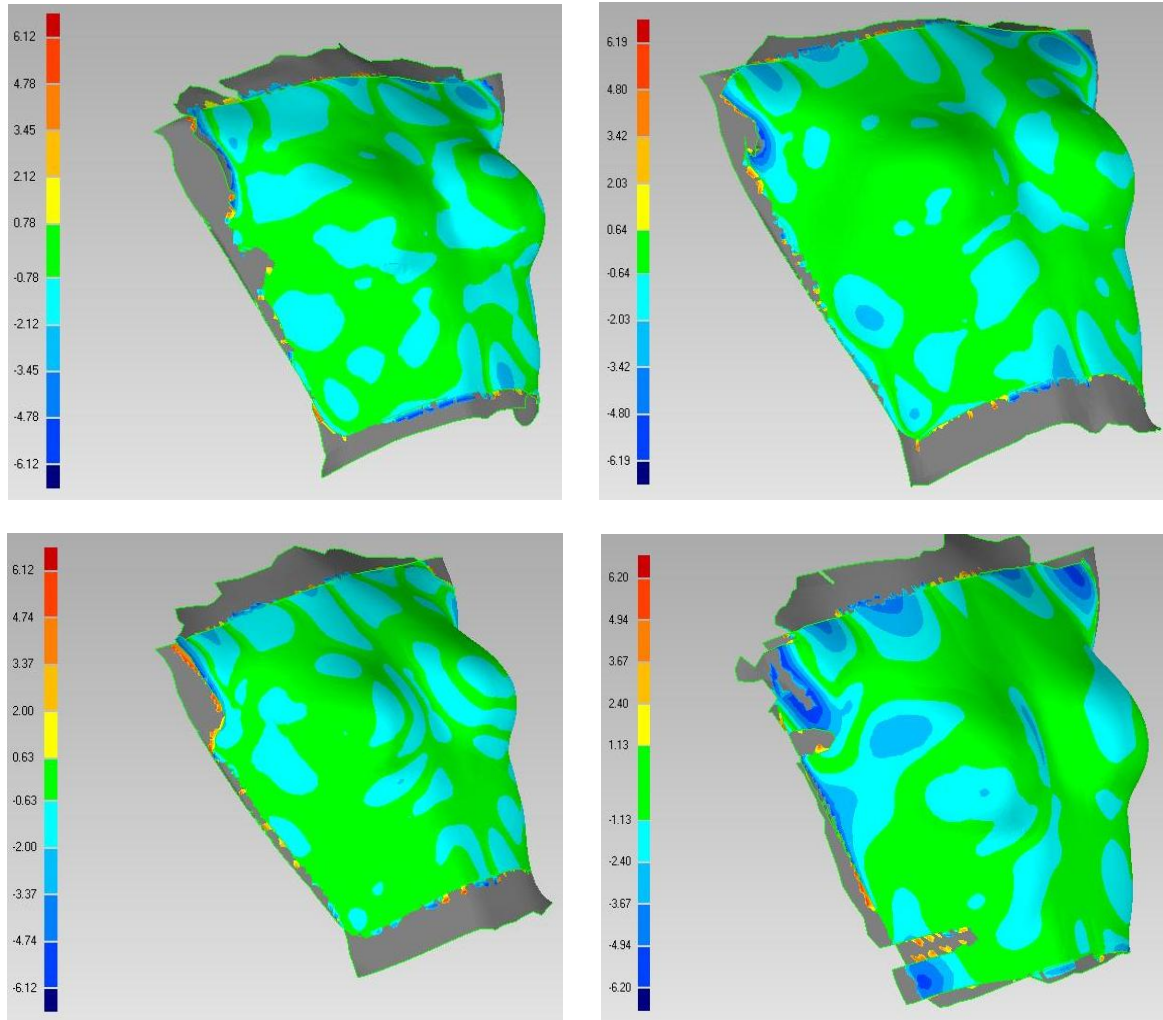


Fig. 3.9: 4 mappe delle distanze tra la mesh ricostruita dai punti acquisiti con il manichino antropomorfo in movimento e quella ricostruita dal modello TAC.

## - Capitolo 4 -

### *Conclusioni*

**N**el precedente capitolo sono stati esposti i risultati sperimentali che hanno permesso di valutare dettagliatamente le prestazioni dello scanner laser in tutte le condizioni che volevano essere verificate.

Di seguito verranno discusse queste evidenze sperimentali che dovranno essere dettagliatamente analizzate, al fine di arrivare in futuro ad utilizzare lo strumento in ambito clinico.

Infine verranno espone quali sono le piccole problematiche che ancora sussistono e si esporranno dei possibili spunti per dare seguito a questo progetto.

#### 4.1 Valutazione delle specifiche tecniche dello strumento

Essendo uno degli obiettivi, quello di costruire uno scanner che avesse delle determinate caratteristiche di accuratezza, velocità di scansione e maneggevolezza lo si deve analizzare nello specifico per ottenere dei dati numerici oggettivi, prendendo come riferimento il prodotto che in commercio più si avvicina alla nostra soluzione (vedi §1.4.6).

Accuratezza	0,65 mm
Frequenza di acquisizione	100 Hz
Tempo per una scansione completa	dai 30 s ai 60 s
Peso supporto + batteria	0,2 Kg
Peso telecamera	1 Kg
Peso totale	1,2 Kg
Ampiezza movimento	360°, fino a 3m da SMART
Distanza acquisizione	20 - 30 cm
Sorgente luminosa	Laser classe III B

Per quanto concerne le specifiche tecniche possiamo dirci soddisfatti del risultato ottenuto.

#### 4.2 Valutazioni del *set-up* di prova

Il *set-up* utilizzato in fase sperimentale e descritto al paragrafo 2.3.1 è stato il più

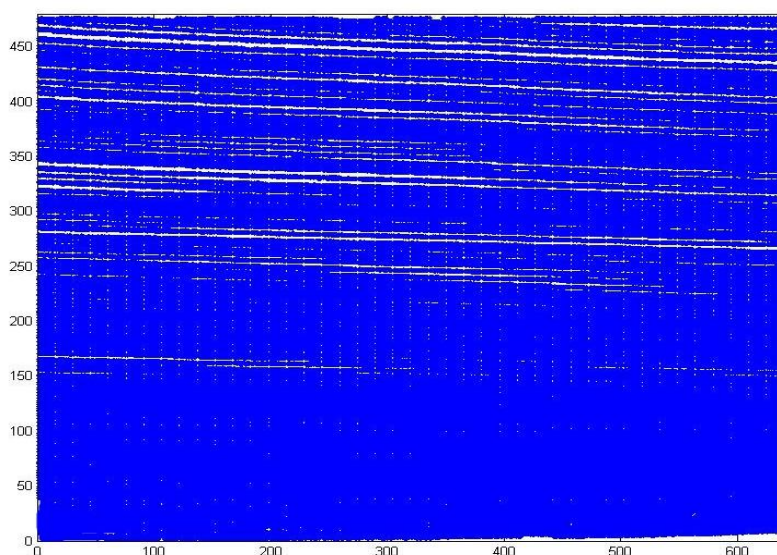


Fig. 4.1: Vista del piano laser calibrato, proiettato sul CCD: si nota come copra tutti i 640 x 480 pixel disponibili, garantendo così una buona risoluzione.

semplice possibile per evitare problemi come occlusioni o sovrapposizioni nel sistema di acquisizione SMART. La scelta di utilizzare 3 marcatori posti sullo scanner, ha fornito buoni risultati sia per quanto riguarda

l'accuratezza sia per la velocità di acquisizione.

La non casuale scelta di porre il laser così discostato dalla telecamera e con un angolo di inclinazione rispetto all'asse ottico così accentuato, ha permesso di aumentare la risoluzione verticale sul CCD della telecamera (Fig. 4.1) evitando così dati incoerenti perchè troppo rumorosi. Idealmente infatti il piano laser e l'asse ottico della telecamera dovrebbero essere perpendicolari per garantire la massima risoluzione in direzione verticale.

### 4.3 Valutazione calibrazione telecamera mobile

I risultati di 24 calibrazioni della telecamera mobile, suddivise in 2 differenti sessioni, hanno mostrato per prima cosa che la calibrazione ottenuta applicando il metodo di correzione ai parametri forniti da OpenCV migliora notevolmente portando l'errore di ricostruzione 3D da  $2,43 \pm 0,54$  mm (mediana  $M \pm$  distanza interquartile IQR), a  $0,64 \pm 0,22$  mm ( $M \pm$  IQR).

La seconda valutazione che può essere fatta riguarda la coerenza dei dati nelle diverse calibrazioni, nonostante si vari l'ottica della TVC: effettuando infatti un test ANOVA che confronta le calibrazioni delle due diverse sessioni, si è osservato che i dati rimangono coerenti sia per i parametri di OpenCV ( $p$ -value = 0,87) sia per quelli ottenuti applicando l'algoritmo di ottimizzazione ( $p$ -value = 0,94) (Fig. 4.2).

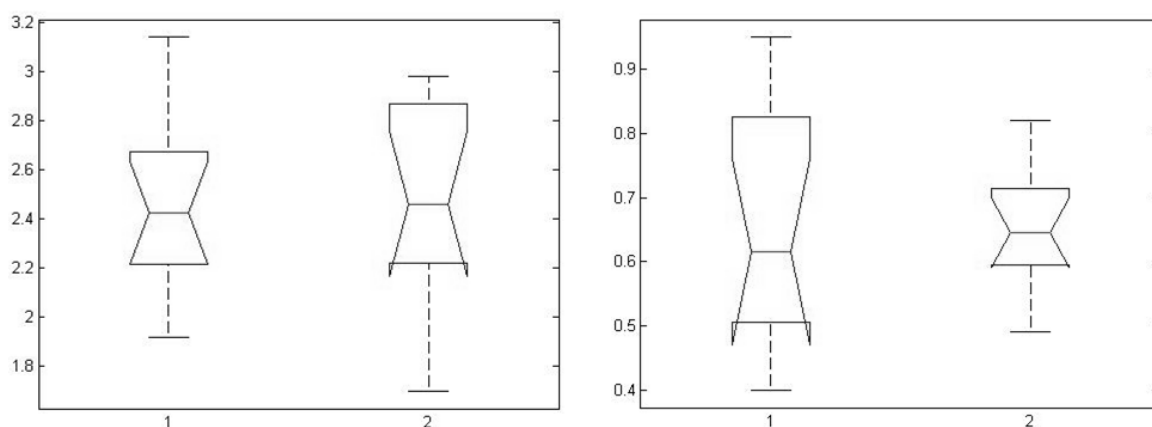


Fig. 4.2: A sinistra, il *box-plot* delle due sessioni di calibrazione effettuate con i parametri di OpenCV. A destra, quello relativo ai parametri ottimizzati con il metodo ai minimi quadrati.

Infine si è osservato che la rielaborazione dei dati ricavati da OpenCV ha sempre condotto a valori di riposizionamento del centro sul CCD e della distanza focale inferiori,

dimostrando quindi che OpenCV tende a sovrastimare tali valori, che quindi portavano un errore sistematico alla ricostruzione tridimensionale (vedi §2.3.2).

#### 4.4 Valutazione accuratezza di ricostruzione 3D

Nei successivi paragrafi verranno analizzate i risultati delle prove sperimentali effettuate per validare lo scanner per quanto riguarda l'accuratezza, cioè l'acquisizione di una superficie planare, di un manichino antropomorfo e di un manichino antropomorfo in movimento.

##### 4.4.1 Valutazione acquisizioni superficie planare

I risultati ottenuti dall'acquisizione di 24 piani in 3 differenti sessioni di prova (vedi §3.3.1) hanno evidenziato due importanti proprietà dello strumento.

La prima riguarda la capacità di ricostruire superfici coerenti con l'oggetto acquisito, dimostrato dal fatto che nelle 3 sessioni sperimentali i punti ricostruiti distano

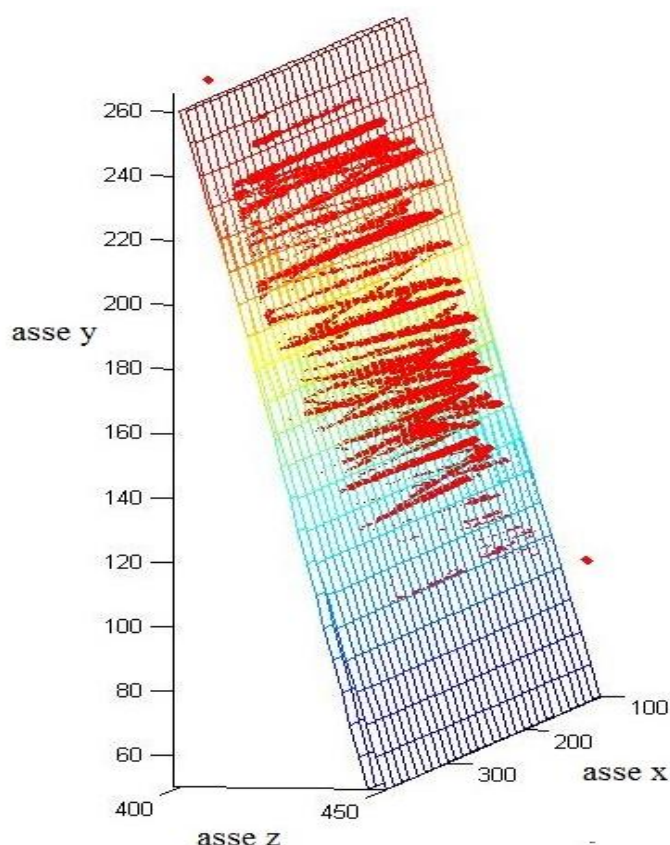


Fig. 4.3: Rappresentazione grafica ottenuta con MATLAB.

dal proprio piano regressore  $0,89 \pm 0,61$  mm ( $M \pm IQR$ ),  $0,54 \pm 0,14$  mm ( $M \pm IQR$ ) e  $0,68 \pm 0,32$  mm ( $M \pm IQR$ ). La seconda riguarda la possibilità di localizzare il piano in maniera coerente con il sistema SMART, osservato che i piani ricostruiti distano tra loro  $1,9 \pm 0,82$  mm ( $M \pm IQR$ ),  $4,44 \pm 0,66$  mm ( $M \pm IQR$ ) e  $2,64 \pm 0,84$  mm ( $M \pm IQR$ ) nelle 3 diverse sessioni.

Essendo lo scanner uno strumento sviluppato

per avere una valutazione semplice ed immediata dei risultati, è stata implementata una funzione in MATLAB<sup>®</sup> che mostra i punti ricostruiti sovrapposti alle *mesh* relative ai piani regressore e SMART, come si può osservare nella figura 4.3. Anche a livello grafico è evidente come lo strumento permetta una precisa ricostruzione tridimensionale ed un corretto posizionamento spaziale.

#### 4.4.2 Valutazioni acquisizioni manichino antropomorfo

Questa fase è stata fondamentale per comprendere l'accuratezza dello scanner nella ricostruzione 3D di superfici complesse, quanto più simili al caso reale. Sono state effettuate 24 diverse acquisizioni di manichini antropomorfi, suddivise in 4 sessioni di test che possedevano calibrazioni di SMART e telecamera mobile differenti. L'analisi compiuta ha valenza dal solo punto di vista morfologico, in quanto la superficie di confronto (il modello ottenuto da TAC) non è ricostruito rispetto alle coordinate del sistema di riferimento assoluto.

I risultati ottenuti sono indipendenti dalla sessione di prova visto che è stato calcolato un residuo di  $0,96 \pm 0,19$  mm ( $M \pm IQR$ ),  $1,11 \pm 0,09$  mm ( $M \pm IQR$ ),  $1,04 \pm 0,13$  mm ( $M \pm IQR$ ) e  $1,19 \pm 0,06$  mm ( $M \pm IQR$ ) per quanto riguarda il confronto tra punti, e di  $0,78 \pm 0,12$  mm ( $M \pm IQR$ ),  $0,67 \pm 0,17$  mm ( $M \pm IQR$ ),  $0,53 \pm 0,11$  mm ( $M \pm IQR$ ) e  $0,71 \pm 0,1$  mm ( $M \pm IQR$ ) (vedi §3.4.2) nelle 3 diverse sessioni. L'accuratezza nella ricostruzione della superficie risulta superiore di quella ottenuta dal confronto per punti, essendoci meno dati da analizzare (i triangoli delle *mesh* sono meno rispetto ai punti) ed essendo stato eseguito un ulteriore *step* di raffinamento (rimozione del rumore dalla superficie).

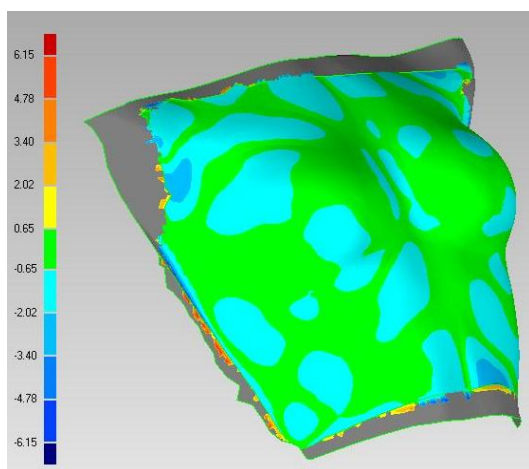


Fig. 4.4: Mappa cromatica delle distanze.

Un utile strumento grafico per valutare gli errori con un riscontro cromatico, è quello che sfrutta le mappe di distanze, permettendo un'intuitiva valutazione dell'acquisizione. Come si può notare in figura 4.4 la maggior parte dei punti ricostruiti presenta un errore inferiore al millimetro e la totalità della ricostruzione ha un errore inferiore ai 4

mm. L'uniformità di questo risultato è sicuramente prova della bontà dell'algoritmo di ricostruzione utilizzato che si avvale di un adeguato *software* di rielaborazione, cioè Geomagic.

Se si confrontano i due metodi di ricostruzione di superfici (il primo agisce sulle *mesh* rumorose, il secondo ricostruisce le superfici da una griglia di punti), si osserva che il secondo risulta più veloce e fornisce dati più puliti e regolari, quindi è preferibile.

#### 4.4.3 Valutazione acquisizioni manichino antropomorfo in movimento

Quest'ultima importante fase ha permesso la validazione dello strumento di compensazione degli errori dovuti ad un movimento rigido del manichino, in vista di future acquisizioni su pazienti.

Nelle 3 sessioni di prova, è stato esasperato al massimo un'ipotetica situazione sperimentale, imponendo degli spostamenti di  $412,6 \pm 76,77$  mm (M  $\pm$  IQR) lungo x,  $73,97 \pm 31,92$  mm (M  $\pm$  IQR) lungo y e  $407,94 \pm 64,24$  mm (M  $\pm$  IQR) lungo z (vedi §3.5.2), verificando che rispetto al sistema di riferimento solidale con il manichino, l'acquisizione risulta corretta se confrontata con il modello TAC.

Le acquisizioni sono inoltre riproducibili a valle di una variazione di calibrazione del sistema SMART e della telecamera mobile nelle 3 sessioni, in quanto si registrano dei valori di residuo nel confronto della ricostruzione per punti rispettivamente di  $1,12 \pm 0,1$  (M  $\pm$  IQR),  $1,08 \pm 0,11$  (M  $\pm$  IQR) e  $1,13 \pm 0,13$  (M  $\pm$  IQR) mentre nel confronto della ricostruzione per superfici i residui sono di  $0,68 \pm 0,09$  (M  $\pm$  IQR),  $0,62 \pm 0,11$  (M  $\pm$  IQR) e  $0,75 \pm 0,27$  (M  $\pm$  IQR).

Per verificare che il corretto funzionamento del metodo di compensazione, si è reso necessario anche il confronto con i dati ottenuti dalla ricostruzione del manichino fermo. In entrambi i casi e per entrambe le modalità di confronto (residuo dei punti o delle superfici), risultano congrue a valle di un test ANOVA (Fig. 4.5), ricavando dei valori di *p-value* rispettivamente di 0,85 e di 0,98.



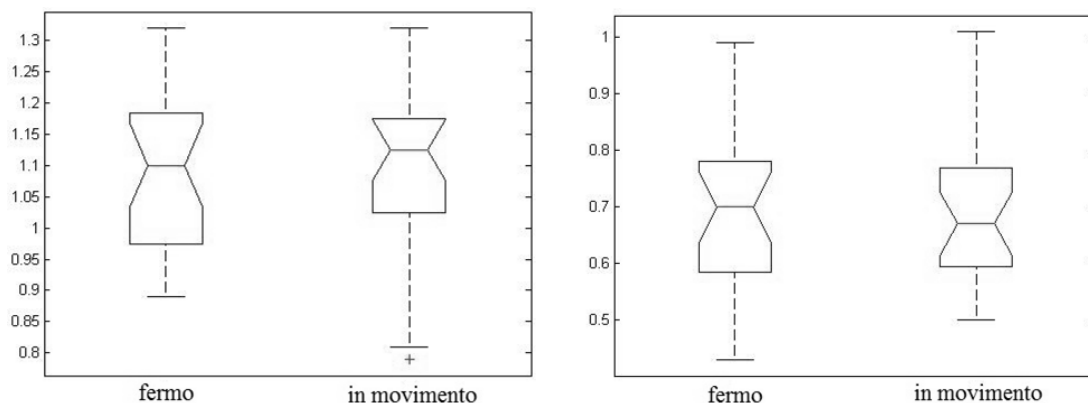


Fig. 4.5: A sinistra, il *box-plot* relativo al confronto per punti. A destra, il *box-plot* del confronto tra superfici.

I risultati numerici hanno quindi confermato la bontà del nostro metodo per la compensazione dei movimenti rigidi e messo le basi per le future applicazioni in campo clinico, dove sarà necessario compensare anche i movimenti respiratori.

#### 4.5 Conclusioni e sviluppi futuri

Il problema che ci eravamo posti di risolvere non era di facile soluzione in quanto acquisire una superficie in movimento in maniera accurata, cioè con valori oggettivi ripetibili, risulta assai complesso.

La grande innovazione che è stata introdotta è stata quella di fornire un metodo ed uno strumento al contempo molto semplice ed efficace per svolgere queste funzioni, che permetta anche la visualizzazione *real-time* del risultato ottenuto: infatti uno scanner laser che pesa poco più di 1 Kg, la cui calibrazione e gestione utente risultano molto semplici, permette di ottenere immagini tridimensionali accurate, da dati grezzi che vengono rielaborati con facilità, compensando eventuali movimenti del soggetto acquisito. Tutto questo è ottenuto grazie all'utilizzo di un sistema di acquisizione optoelettronico (SMART), che unisce il vantaggio di avere dati già sincronizzati tra le tre telecamere utilizzate, all'accoppiamento di una telecamera optoelettronica con un proiettore di linea laser.

Dai risultati ottenuti si può evincere che il sistema di scansione, avendo prestazioni particolarmente elevate, può già essere sperimentato in ambito clinico, stabilendo un adeguato *set-up* che posizioni sul paziente un numero elevato di marcatori in modo da compensare al meglio i movimenti respiratori. La linea del laser utilizzato è ben visibile sull'epitelio quindi verrà facilmente sogliata, come descritto al paragrafo 2.2.4. La

difficoltà maggiore sarà quella di posizionare le telecamere fisse in modo tale che riescano a ricostruire correttamente tutti i marcatori posti sullo scanner (almeno 3) e quelli posti sul paziente (almeno 6) (vedi §2.2.6), evitando oclusioni o sovrapposizioni. La fase successiva più importante sarà dunque quella della sperimentazione su pazienti, per verificare che il sistema compensi adeguatamente anche i movimenti respiratori. Per avere una valutazione non solo visiva ma anche oggettiva del risultato, si dovrà confrontare la scansione laser con una scansione del paziente ottenuta, ad esempio, tramite una CT.

L'*hardware* presenta ancora alcuni aspetti critici, dovuti alle molte difficoltà di *set-up*, che necessitano di un avanzamento futuro che passa per diverse fasi:

1. Deve essere creato o comprato un cavo che permetta di *bypassare* il sistema dell'illuminatore IR della telecamera che ad oggi risultano inseparabili (Fig. 4.6), in quanto l'acquisizione con il flash in mano non risulta molto agevole, oppure deve essere implementato il tutto su un altro sistema di acquisizione optoelettronica diverso da SMART.
2. Deve essere irrobustito il sistema di supporto dello scanner, se possibile utilizzando un materiale più leggero, in quanto è ancora troppo sensibile ad eventuali urti che ne comprometterebbero la calibrazione.



Fig. 4.6: I cavi che connettono la TVC alla *work-station*, passando dall'illuminatore IR.

3. Renderebbe più agevoli le acquisizioni il poter disporre di un comando posto sullo strumento, che permetta di interagire con la postazione remota, così da poter lavorare comodamente anche in solitaria.
4. Può essere presa in considerazione l'idea di cambiare l'obiettivo alla telecamera così da permettere la visione di volumi da una distanza limitatissima, il che potrebbe consentire l'acquisizione di variazioni di superficie minime.

Dal punto di vista *software* sono invece più superflue le migliorie che si possono apportare, in quanto i risultati sono già soddisfacenti. Si può intraprendere, ad esempio, una strada che porti alla completa simbiosi dei sistemi di analisi *off-line* con l'interfaccia sviluppata e descritta (vedi §2.4) così da evitare una rielaborazione a valle dell'acquisizione. Si potrebbe creare un sistema che applichi un filtraggio automatico sui dati grezzi, creando un algoritmo simile a quello descritto al paragrafo 1.4.7, che confronta in continuazione i dati acquisiti con un modello noto e con i dati precedenti. Deve essere infine ridotta la dipendenza dell'acquisizione dalla luminosità dell'ambiente esterno (le scansioni risultano meno rumorose se l'ambiente esterno è poco luminoso) con metodi adeguati.

Per migliorare la fase di acquisizione su un paziente respirante potrebbe essere interessante sviluppare dei modelli molto più complessi di quello utilizzato e descritto al paragrafo 2.2.6, che tengano in considerazione anche le deformazioni dei tessuti molli.

Il progetto è stato sviluppato per essere utilizzato principalmente nell'ambito della mastoplastica ricostruttiva, ma è pronto per poter essere impiegato, salvo qualche leggera modifica, anche in altri ambiti, siano essi medici (vedi §1.1) o industriali.

---

## - Bibliografia -

1. Li, L., Schemenauer, N., Peng, X., Zeng, Y., & Gu, P. (2002). **A reverse engineering system for rapid manufacturing of complex objects.** *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 18(1), 53-67.
2. Chahande, A., Billakanti, S., & Walsh, N. (1994, November). **Lower limb shape characterization using feature extraction techniques [non-contact laser scanning].** *Engineering in Medicine and Biology Society, 1994. Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 482-483). IEEE.
3. Bibb, R., Freeman, P., Brown, R., Sugar, A., Evans, P., & Bocca, A. (2000). **An investigation of three-dimensional scanning of human body surfaces and its use in the design and manufacture of prostheses.** *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 214(6), 589-594.
4. Plank, L. H., Giavedoni, B., Lombardo, J. R., Geil, M. D., & Reisner, A. (2006). **Comparison of infant head shape changes in deformational plagiocephaly following treatment with a cranial remolding orthosis using a non-invasive laser shape digitizer.** *Journal of Craniofacial surgery*, 17(6), 1084-1091.
5. Thompson, J. T., David, L. R., Wood, B., Argenta, A., Simpson, J., & Argenta, L. C. (2009). **Outcome analysis of helmet therapy for positional plagiocephaly using a three-dimensional surface scanning laser.** *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(2), 362-365.
6. Hajeer, M. Y., Millett, D. T., Ayoub, A. F., & Siebert, J. P. (2004). **Current Products and Practices Applications of 3D imaging in orthodontics: Part II.** *Journal of orthodontics*, 31(2), 154-162.

7. Hajeer, M. Y., Millett, D. T., Ayoub, A. F., & Siebert, J. P. (2004). **Current products and practices applications of 3D imaging in orthodontics: part I.** *Journal of orthodontics*, 31(1), 62-70.
8. Keating, A. P., Knox, J., Bibb, R., & Zhurov, A. I. (2008). **A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy.** *Journal of Orthodontics*, 35(3), 191-201.
9. Brennan, J. (2002). **An introduction to digital radiography in dentistry.** *Journal of Orthodontics*, 29(1), 66-69.
10. Abizadeh, N., Moles, D. R., O'Neill, J., & Noar, J. H. (2012). **Digital versus plaster study models: How accurate and reproducible are they?.** *Journal of Orthodontics*, 39(3), 151-159.
11. Da Silveira, A. C., Daw, J. L., Kusnoto, B., Evans, C., & Cohen, M. (2003). **Craniofacial applications of three-dimensional laser surface scanning.** *Journal of Craniofacial Surgery*, 14(4), 449-456.
12. Djordjevic, J., Jadallah, M., Zhurov, A. I., Toma, A. M., & Richmond, S. (2012). **Three-dimensional analysis of facial shape and symmetry in twins using laser surface scanning.** *Orthodontics & craniofacial research*.
13. Primozic, J., Perinetti, G., Zhurov, A., Richmond, S., & Ovsenik, M. (2012). **Assessment of facial asymmetry in growing subjects with a three-dimensional laser scanning system.** *Orthodontics & Craniofacial Research*, 15(4), 237-244.
14. Djordjevic, J., Toma, A. M., Zhurov, A. I., & Richmond, S. (2011). **Three-dimensional quantification of facial symmetry in adolescents using laser surface scanning.** *The European Journal of Orthodontics*.
15. Soncul, M., & Bamber, M. A. (2004). **Evaluation of facial soft tissue changes with optical surface scan after surgical correction of Class III deformities.** *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 62(11), 1331-1340.
16. Hennessy, R. J., Baldwin, P. A., Browne, D. J., Kinsella, A., & Waddington, J. L. (2010). **Frontonasal dysmorphology in bipolar disorder by 3D laser surface imaging and geometric morphometrics: Comparisons with schizophrenia.** *Schizophrenia research*, 122(1-3), 63.
17. Marmulla, R., Lüth, T., Mühling, J., & Hassfeld, S. (2004). **Automated laser registration in image-guided surgery: evaluation of the correlation between laser**

- scan resolution and navigation accuracy. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 33(7), 642.
18. Marmulla, R., Lüth, T., Mühling, J., & Hassfeld, S. (2004). **Markerless laser registration in image guided oral and maxillofacial surgery.** *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 62(7), 845-851.
19. Verzé, L., Nasi, A., Quaranta, F., Vasino, V., Prini, V., & Ramieri, G. (2011). **Quantification of facial movements by surface laser scanning.** *Journal of Craniofacial Surgery*, 22(1), 60-65.
20. Pusic, A. L., Chen, C. M., Cano, S., Klassen, A., McCarthy, C., Collins, E. D., & Cordeiro, P. G. (2007). **Measuring quality of life in cosmetic and reconstructive breast surgery: A systematic review of patient-reported outcomes instruments.** *Plastic and reconstructive surgery*, 120(4), 823-837.
21. Alderman, A. K., Wilkins, E. G., Lowery, J. C., Kim, M., & Davis, J. A. (2000). **Determinants of patient satisfaction in postmastectomy breast reconstruction.** *Plastic and reconstructive surgery*, 106(4), 769-776.
22. Bulstrode, N., Bellamy, E., & Shrotria, S. (2001). **Breast volume assessment: comparing five different techniques.** *The Breast*, 10(2), 117-123.
23. Herold, C., Ueberreiter, K., Busche, M. N., & Vogt, P. M. (2013). **Autologous Fat Transplantation: Volumetric Tools for Estimation of Volume Survival. A Systematic Review.** *Aesthetic plastic surgery*, 1-8.
24. Kovacs, L., Eder, M., Hollweck, R., Zimmermann, A., Settles, M., Schneider, A., ... & Biemer, E. (2007). **Comparison between breast volume measurement using 3D surface imaging and classical techniques.** *The Breast*, 16(2), 137-145.
25. Hussain, Z., Roberts, N., Whitehouse, G. H., Garcia-Finana, M., & Percy, D. (1999). **Estimation of breast volume and its variation during the menstrual cycle using MRI and stereology.** *British journal of radiology*, 72(855), 236-245.
26. Edsander-Nord, Å., Wickman, M., & Jurell, G. (1996). **Measurement of breast volume with thermoplastic casts.** *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery and hand surgery*, 30(2), 129-132.
27. Grossman, A. J., & Roudner, L. A. (1980). **A simple means for accurate breast volume determination.** *Plastic and reconstructive surgery*, 66(6), 851.

28. Tezel, E., & Numanoglu, A. (2000). **Practical do-it-yourself device for accurate volume measurement of breast.** *Plastic and reconstructive surgery*, 105(3), 1019-1023.
29. Kovacs, L., Yassouridis, A., Zimmermann, A., Brockmann, G., Wöhl, A., Blaschke, M., ... & Biemer, E. (2006). **Optimization of 3-dimensional imaging of the breast region with 3-dimensional laser scanners.** *Annals of plastic surgery*, 56(3), 229-236.
30. Isogai, N., Sai, K., Kamiishi, H., Watatani, M., Inui, H., & Shiozaki, H. (2006). **Quantitative analysis of the reconstructed breast using a 3-dimensional laser light scanner.** *Annals of plastic surgery*, 56(3), 237-242.
31. Patete, P., Riboldi, M., Spadea, M. F., Catanuto, G., Spano, A., Nava, M., & Baroni, G. (2009). **Motion compensation in hand-held laser scanning for surface modeling in plastic and reconstructive surgery.** *Annals of biomedical engineering*, 37(9), 1877-1885.
32. Patete, P., Eder, M., Raith, S., Volf, A., Kovacs, L., & Baroni, G. (2012). **Comparative Assessment of 3D Surface Scanning Systems in Breast Plastic and Reconstructive Surgery.** *Surgical innovation*.
33. Evans, P. M. (2008). **Anatomical imaging for radiotherapy.** *Physics in medicine and biology*, 53(12), R151.
34. Johansson, K. A., Mattsson, S., Brahme, A., Carlsson, J., Zackrisson, B., & Turesson, I. (2003). **Radiation therapy dose delivery.** *Acta Oncologica*, 42(2), 85-91.
35. Budiharto, T., Slagmolen, P., Hermans, J., Maes, F., Verstraete, J., Heuvel, F. V. D., ... & Haustermans, K. (2009). **A semi-automated 2D/3D marker-based registration algorithm modelling prostate shrinkage during radiotherapy for prostate cancer.** *Radiotherapy and Oncology*, 90(3), 331-336.
36. Löf, J., Lind, B. K., & Brahme, A. (1998). **An adaptive control algorithm for optimization of intensity modulated radiotherapy considering uncertainties in beam profiles, patient set-up and internal organ motion.** *Physics in medicine and biology*, 43(6), 1605.
37. Brahme, A., Nyman, P., & Skatt, B. (2008). **4D laser camera for accurate patient positioning, collision avoidance, image fusion and adaptive approaches during diagnostic and therapeutic procedures.** *Medical physics*, 35, 1670.

38. Moser, T., Habl, G., Uhl, M., Schubert, K., Sroka-Perez, G., Debus, J., ... & Karger, C. P. (2012). **Clinical evaluation of a laser surface scanning system in 120 patients for improving daily setup accuracy in fractionated radiation therapy.** *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*.
39. Thornberg, C., Krantz, M., Nordström, F., Ljungqvist, R., Bäck, S. (2011). **Patient monitoring during treatment using sentinel laser scanning system.** *Radiotherapy & Oncology*, 99(1),467.
40. Riboldi, M., Baroni, G., Orecchia, R., & Pedotti, A. (2004). **Enhanced surface registration techniques for patient positioning control in breast cancer radiotherapy.** *Technology in cancer research & treatment*, 3(1), 51.
41. Moser, T., Fleischhacker, S., Schubert, K., Sroka-Perez, G., & Karger, C. P. (2011). **Technical performance of a commercial laser surface scanning system for patient setup correction in radiotherapy.** *Physica Medica*, 27(4), 224-232.
42. Verhey, L. J. (1995). **Immobilizing and positioning patients for radiotherapy.** *Seminars in Radiation Oncology* (Vol. 5, No. 2, pp. 100-114). WB Saunders.
43. Pütz, M., & Wenz, F. (2012). **Current strategies in radiotherapy of head and neck cancer.** *GMS current topics in otorhinolaryngology, head and neck surgery*, 11.
44. Zeidan, O. A., Langen, K. M., Meeks, S. L., Manon, R. R., Wagner, T. H., Willoughby, T. R., ... & Kupelian, P. A. (2007). **Evaluation of image-guidance protocols in the treatment of head and neck cancers.** *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 67(3), 670-677.
45. Yahara, K., Ohguri, T., Imada, H., Yamaguchi, S., Terashima, H., & Korogi, Y. (2012). **Cancer of the pelvis: definitive three-dimensional conformal radiotherapy for patients with isolated recurrence in the para-aortic lymph nodes.** *Journal of Radiation Research*, 53(5), 735-741.
46. Kang, H., Lovelock, D. M., Yorke, E. D., Kriminiski, S., Lee, N., & Amols, H. I. (2010). **Accurate positioning for head and neck cancer patients using 2D and 3D image guidance.** *Journal of applied clinical medical physics/American College of Medical Physics*, 12(1), 3270.
47. Rudat, V., Schraube, P., Oetzel, D., Zierhut, D., Flentje, M., & Wannemacher, M. (1996). **Combined error of patient positioning variability and prostate motion**



- uncertainty in 3D conformal radiotherapy of localized prostate cancer.** *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 35(5), 1027-1034.
48. Trotter, L. C., & Pierrynowski, M. R. (2008). **Ability of foot care professionals to cast feet using the non-weightbearing plaster and the gait-referenced foam casting techniques.** *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(1), 14-18.
49. Laughton, C., Davis, I. M., & Williams, D. S. (2002). **A comparison of four methods of obtaining a negative impression of the foot.** *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 92(5), 261-268.
50. Carroll, M., Annabell, M. E., & Rome, K. (2011). **Reliability of capturing foot parameters using digital scanning and the neutral suspension casting technique.** *Journal of foot and ankle research*, 4(1), 1-7.
51. Wehr, A., & Lohr, U. (1999). **Airborne laser scanning: an introduction and overview.** *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 54(2), 68-82.
52. Keall, P. J., Mageras, G. S., Balter, J. M., Emery, R. S., Forster, K. M., Jiang, S. B., ... & Yorke, E. (2006). **The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76.** *Medical physics*, 33, 3874.
53. Blais, F., Beraldin, J. A., & El-Hakim, S. (2000). **Range error analysis of an integrated time-of-flight, triangulation, and photogrammetric 3D laser scanning system.**
54. Sansoni, G., Trebeschi, M., & Docchio, F. (2009). **State-of-the-art and applications of 3D imaging sensors in industry, cultural heritage, medicine, and criminal investigation.** *Sensors*, 9(1), 568-601.
55. Soutschek, S., Penne, J., Hornegger, J., & Kornhuber, J. (2008). **3D gesture-based scene navigation in medical imaging applications using time-of-flight cameras.** In *Computer Vision and Pattern Recognition Workshops, 2008. CVPRW'08. IEEE Computer Society Conference on* (pp. 1-6). IEEE.
56. Wang, G., Zheng, B., Li, X., Houkes, Z., & Regtien, P. P. (2002). **Modelling and calibration of the laser beam-scanning triangulation measurement system.** *Robotics and Autonomous Systems*, 40(4), 267-277.
57. Fofi, D., Sliwa, T., & Voisin, Y. (2004). **A comparative survey on invisible structured light.** In *Proceedings of SPIE* (Vol. 5303, pp. 90-98).

58. Mony, C., & Hébert, P. (2009). **Intelligent Measurement Processes in 3D Optical Metrology: Producing More Accurate Point Clouds.**
59. Yin, W. S., Luo, Y. L., & Li, S. Q. (2007). **Camera calibration based on OpenCV.** *Computer Engineering and Design*, 1, 063.
60. Zhang, Z. (2000). **A flexible new technique for camera calibration.** *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 22(11), 1330-1334.
61. Abdi, H., & Williams, L. J. (2010). **Principal component analysis.** *Wiley Interdisciplinary Reviews: Computational Statistics*, 2(4), 433-459.
62. Lilliefors, H. W. (1967). **On the Kolmogorov-Smirnov test for normality with mean and variance unknown.** *Journal of the American Statistical Association*, 62(318), 399-402.
63. Seo, S. (2002). **A review and comparison of methods for detecting outliers in univariate data sets.** *Doctoral dissertation, University of Pittsburgh.*
64. Besl, P. J., & McKay, N. D. (1992). **Method for registration of 3-D shapes.** *International Society for Optics and Photonics, Robotics-DL tentative* (pp. 586-606).
65. Cuevas, A., Febrero, M., & Fraiman, R. (2004). **An ANOVA test for functional data.** *Computational statistics & data analysis*, 47(1), 111-122.

*Pagine web consultate:*

<http://en.wikipedia.org/>

<http://www.konicaminolta.com/>

<http://www.cyberware.com/>

<http://www.orthobaltic.eu/>

<http://www.human-solutions.com/>

<http://www.hexagonmetrology.com/>

<http://www.polhemus.com/>

<http://www.creaform3d.com/>

<http://www.btsbioengineering.com/>

<http://docs.opencv.org/>

<http://doc.qt.digia.com/>