

ALMA MATER STUDIORUM

UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

Campus di Cesena
Scuola di Ingegneria e Architettura

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

**INTEGRAZIONE DI DATI ANTROPOMETRICI
E TERMOGRAFICI PER L'ANALISI DELLA
DISTRIBUZIONE DI TEMPERATURA
ALL'INTERFACCIA MONCONE-PROTESI
D'ARTO INFERIORE**

TESI IN: BIOINGEGNERIA DELLA RIABILITAZIONE

Relatore:
Prof. Angelo Cappello

Presentata da:
Tonia Ricci

Correlatore:
Dr. Andrea Giovanni Cutti

Sessione I, appello II
Anno accademico 2014-15

*Ai miei genitori,
che mi hanno sempre sostenuta
ed incoraggiata.*

SOMMARIO

Le immagini termiche all' infrarosso sono utilizzate da molte decadi per monitorare la distribuzione di temperatura della pelle umana. Anormalità come infiammazioni ed infezioni causano un aumento locale della temperatura, visibile sulle immagini sotto forma di hot spot. In tal senso la termografia ad infrarossi può essere utilizzata nel campo ortopedico per rilevare le zone sovra-caricate dalla protesi. Per effettuare una valutazione precisa dell'interfaccia moncone-invasatura può essere utile combinare i dati termografici e i dati antropometrici (superficie tridimensionale del moncone), relativi ai singoli pazienti.

Di ciò si occupa tale studio, che dopo aver fornito una panoramica sulla termografia e sulla reverse engineering, sperimenta delle tecniche semplici e low-cost per combinare i dati termici e i dati antropometrici. Buoni risultati si riescono ad ottenere utilizzando un Kinect come scanner e un software open-source per il texture mapping. I termogrammi 3D ricreati costituiscono un ottimo strumento di valutazione, per medici e tecnici ortopedici, circa il design dell'invasatura.

INDICE

Sommario	i
Introduzione.....	vii
Capitolo 1: Biomeccanica Transtibiale	1
1.1 Le protesi transtibiali	1
1.2 Design dell'invasatura	3
1.3 Biomeccanica dell'invasatura	4
Capitolo 2: La Termografia ad Infrarossi.....	7
2.1 Principi fisici.....	7
2.1.1 L'irraggiamento e la radiazione elettromagnetica..	7
2.1.2 Grandezze radiometriche.....	10
2.1.3 Il corpo nero.....	12
2.1.4 La legge di Planck.....	13
2.1.5 La legge dello spostamento di Wien.....	14
2.1.6 La legge di Stephan-Boltzmann.....	15
2.1.7 Emettitori diversi dai corpi neri.....	15
2.2 L'ispezione termografica.....	18
2.2.1 La termocamera.....	18
2.2.1.1 Classificazione.....	18
2.2.1.2 Parametri fondamentali.....	24
2.2.2 Il calcolo della temperatura e le incertezze.....	25
2.2.3 Elaborazione delle immagini termiche.....	28
2.3 L'Imaging termico in medicina.....	29
2.3.1 Caratteristiche termiche della pelle umana.....	30

2.3.2 Il controllo della temperatura corporea.....	32
2.3.3 Condizioni sperimentali.....	34
2.3.4 Applicazioni.....	36
2.3.5 La termografia IR in campo protesico.....	40
Capitolo 3: La termografia 3D.....	45
3.1 Panoramica delle tecnologie di reverse engineering per la scansione tridimensionale di corpi umani.....	46
3.2 RE e termografia: fusione dei dati a posteriori.....	50
3.2.1 Metodi di texture mapping.....	50
3.2.2 Registrazione con marker.....	51
3.3.3 Integrazione con sistemi di RE volumetrici.....	52
3.3 Sistemi di termografia 3D.....	52
3.3.1 Metodi di scansione passivi.....	53
3.3.2 Metodi di scansione attivi.....	55
Capitolo 4: La calibrazione.....	59
4.1 Il modello pinhole.....	59
4.2 Caratteristiche di un sistema reale: le distorsioni.....	61
4.3 Tecniche di calibrazione.....	62
4.4 Calibrazione con pattern planari: un algoritmo di esempio.....	64
Capitolo 5: Materiali e metodi.....	67
5.1 Obiettivo del progetto di tesi.....	67
5.2 Strumentazione	69
5.2.1 La termocamera.....	69
5.2.2 La fotocamera.....	70

5.2.3 Microsoft Kinect	70
5.3 La calibrazione delle ottiche.....	71
5.3.1 Preparazione del pattern, delle ottiche e delle immagini.....	72
5.3.2 Calibrazione e valutazione dei risultati.....	73
5.4 Descrizione delle tecniche sperimentate.....	75
5.4.1 Space-carving.....	75
5.4.2 Ricostruzione mediante Structure from Motion....	79
5.4.3 Ricostruzione 3D mediante Kinect.....	82
5.4.4 Integrazione dei dati di temperatura sulla superficie tridimensionale.....	84
5.5 Descrizione delle prove preliminari e del protocollo sperimentale.....	89
Capitolo 6: Risultati.....	93
6.1 Risultati calibrazione.....	93
6.2 Risultati prima prova.....	95
6.3 Risultati seconda prova.....	99
6.4 Risultati protocollo sperimentale su paziente.....	101
6.5 Discussione dei risultati.....	110
Capitolo 7: Conclusione e sviluppi futuri.....	119
Bibliografia e sitografia.....	121
Ringraziamenti	127

INTRODUZIONE

Le amputazioni transtibiali sono tra le più frequenti, ricorrendo statisticamente per circa metà delle amputazioni degli arti inferiori [1]. L'invasatura è la parte della protesi che contiene il moncone ed è il mezzo che l'amputato utilizza per controllare l'arto artificiale. A causa della variabilità della forma, e delle condizioni dei tessuti che compongono il moncone, l'invasatura viene disegnata e fabbricata per ogni paziente. Tuttavia difetti nella sua messa a punto creano eccessivi stress meccanici, che i *liners* non sono in grado di attenuare, e di conseguenza sul moncone si vengono a generare zone dolorose. Il lavoro "*Assessment of Lower Limb Prosthesis through Wearable Sensors and Thermography*" condotto dall'area ricerca del Centro Protesi INAIL di Vigorso do Budrio (BO), in collaborazione con il Politecnico di Milano, e pubblicato nel marzo 2014 sulla rivista *Sensors*, ha dimostrato come la termografia ad infrarossi, consentendo di misurare in tempo reale la temperatura superficiale di corpi ed oggetti, sia uno strumento utile per rilevare in maniera non invasiva le aree infiammate dall'utilizzo della protesi.

Da tali basi nasce l'idea del presente lavoro di tesi svolto presso il laboratorio di Analisi del Movimento del Centro Protesi INAIL di Vigorso di Budrio (BO): creare termogrammi tridimensionali di arti amputati e renderli strumento utile per medici e tecnici ortopedici. Infatti la possibilità di avere una visione completa della situazione termografica dell'arto prima e dopo l'utilizzo della protesi e il poter rilevare con precisione la posizione anatomica delle zone infiammate, permetterebbe di poter modificare in maniera mirata l'invasatura e di conseguenza dare al paziente maggiore comfort.

Il lavoro concettualmente può essere suddiviso in due parti. La prima parte è costituita da quattro capitoli che affrontano in maniera teorica gli argomenti di base utilizzati poi nella seconda parte, quella sperimentale.

Dopo una breve introduzione alle protesi d'arto inferiore e alla biomeccanica transtibiale del primo capitolo, il secondo capitolo affronta in maniera dettagliata vari aspetti della termografia ad infrarossi: i principi fisici, la strumentazione e le tecniche di misura, le applicazioni in campo medico ed in particolare quelle in campo protesico. Il capitolo successivo, il terzo, riguarda la termografia tridimensionale. Facendo riferimento a diverse fonti letterarie, vengono presentati i due diversi macro approcci: la fusione dei dati termografici e delle superfici tridimensionali a posteriori, e la creazione diretta di termogrammi 3D mediante sistemi integrati. Il quarto capitolo, l'ultimo della parte compilativa, presenta uno step fondamentale per la ricostruzione tridimensionale: la calibrazione.

La seconda parte si apre con il capitolo materiali e metodi in cui vengono riportate le caratteristiche salienti della strumentazione adoperata e delle tecniche sperimentate. Vengono inoltre descritte le prove effettuate per testare l'efficacia dei metodi e il protocollo sperimentale adottato per la prova su paziente. Il sesto capitolo mostra i risultati ottenuti da ciascuna prova preliminare ed espone pregi e difetti di ogni metodo. Si riportano poi i termogrammi tridimensionali ottenuti dalla prova su paziente e considerazioni conclusive.

1. BIOMECCANICA TRANSTIBIALE

La biomeccanica è la branca della fisica che studia le forze applicate ai tessuti biologici, le quali sono causa di deformazione e modifiche dei movimenti. Nel caso delle protesi, la biomeccanica si occupa del design dell'invasatura e dell'allineamento (la posizione relativa dell'invasatura rispetto alle altre parti della protesi) con lo scopo di dare ai pazienti amputati massimo confort e facilità di utilizzo [2].

1.1 LE PROTESI TRANSTIBIALI

Le protesi transtibiali sono formate da quattro elementi principali:

1. Sistema piede-caviglia;
2. Struttura tubolare;
3. Invasatura;
4. Ginocchiere.

Ogni componente viene scelto in base allo stato clinico del paziente, alle sue capacità funzionali, alle risorse economiche ed alle aspettative.



Figura 1.1 Protesi Transtibiale

Il *sistema piede-caviglia* è la porzione distale della protesi. Oltre ad avere la forma di un normale piede, tale componente deve dare una base d'appoggio stabile, assorbire gli urti e far sì che vengano replicate il più possibile tutte le funzioni che il piede umano assolve durante il ciclo del passo. Esistono due categorie di sistemi piede-caviglia, quelli non articolati e quelli articolati. I sistemi non articolati sono più resistenti, più leggeri e più economici rispetto ai sistemi articolati, i quali però garantiscono un range maggiore di movimento [2].

La *struttura tubolare* è il componente posizionato tra il sistema piede-caviglia e la porzione distale dell'invasatura. Ha la funzione di trasferire il peso del paziente dall'invasatura al piede. Si distinguono due tipi di strutture tubolari, endoscheletrica ed esoscheletrica. Quest'ultima, realizzata con materiali rigidi, comporta una maggiore difficoltà di allineamento della protesi.

L'*invasatura* è la parte più importante della protesi in quanto direttamente a contatto con la pelle del paziente. Generalmente tra l'invasatura e la pelle vengono posti alcuni materiali di interfaccia, quali *calze*, *inserti* e *liner*. Le calze, realizzate in diverse taglie per meglio adattarsi alle diverse lunghezze e circonferenze degli arti, e in diversi materiali, permettono al paziente di calzare al meglio l'invasatura. Gli inserti, realizzati con schiuma di polietilene, fungono da imbottitura. Sono raccomandati per i pazienti con disturbi vascolari periferici, con pelle sensibile e rovinata, con prominenze ossee, in modo da rendere l'interfaccia più dolce. I liner permettono di ridurre l'abrasione della pelle e in alcuni casi contribuiscono alla sospensione della protesi. Sono realizzati in silicone, uretano o gel minerali a base di oli [2].

Le *ginocchiere* sono delle componenti che impediscono alle protesi di fuoriuscire dall'arto amputato durante la fase di swing o in generale quando la protesi non è in contatto con il suolo [2].

1.2 DESIGN DELL'INVASATURA

Tutti le invasature sono realizzate sul modello della gamba amputata del paziente. Al giorno d'oggi ne esistono di varie forme e molti sono i metodi di costruzione.

La prima invasatura transtibiale, ancora oggi in uso, è la PTB, *patellar tendon bearing*. Introdotta negli anni '60 è così chiamata in quanto sfrutta il legamento patellare come cuscinetto. Le pareti laterale e mediale permettono di controllare la rotazione, contengono i tessuti molli e danno stabilità al ginocchio [3].

Più recente è l'invasatura TSB, *total surface bearing*, simile al PTB ma con ridotta sporgenza anteriore, in modo da evitare le irritazioni della pelle. Le invasature TSB sono più leggere e sono sospese in maniera più stabile. Il maggiore comfort, la facilità di flessione del ginocchio, il minor rischio di irritazione, il miglior aspetto e la maggiore durata fanno sì che i pazienti preferiscano il design della TSB a quello della PTB [2].

L' *invasatura idrostatica* si ottiene a partire da un modello della gamba amputata del paziente, e garantisce una maggiore ammortizzazione dei tessuti molli distali [2].

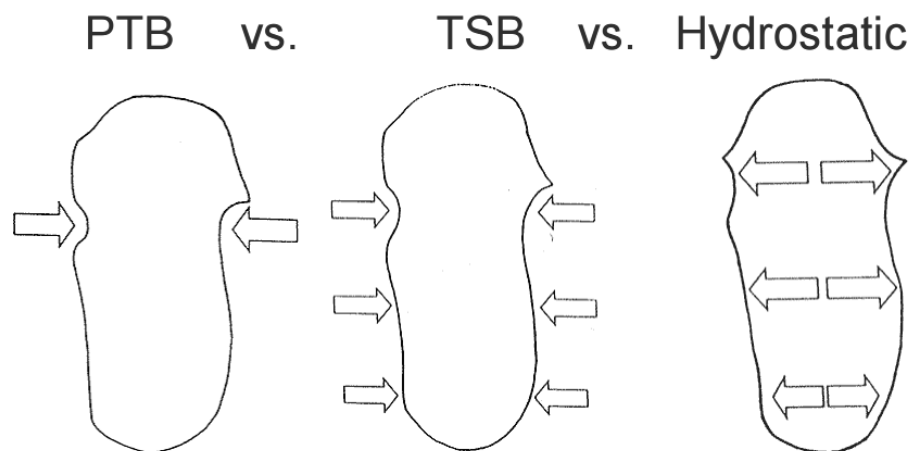


Figura 1.1 Confronto tra diversi tipi di invasature

1.3 BIOMECCANICA DELL'INVASATURA

Far calzare al meglio una protesi transtibiale richiede la conoscenza delle variabili biomeccaniche coinvolte e l'abilità di raggiungere un appropriato compromesso tra esse. In particolare sia durante la costruzione che durante la modifica dell'invasatura bisogna considerare un duplice aspetto: il diverso dislocamento dei tessuti in associazione alla relativa tolleranza alla pressione, e il cambiamento continuo delle forze durante l'utilizzo dinamico della protesi.

Il moncone di un amputato transtibiale presenta porzioni ossee, come la tibia distale o la testa della fibula, che non possono essere compresse così come le aree caratterizzate da tessuti molli. Ciò implica che le forze non possano essere applicate in maniera uniforme su tutta la superficie con lo scopo di minimizzare la pressione. Costruire un'invasatura con superficie interna caratterizzata da convessità e concavità permette di applicare pressioni maggiori ai tessuti più resistenti e dare minori sollecitazioni ai tessuti più sensibili. Le zone tolleranti a maggiore pressione includono il legamento patellare, la parte mediale della tuberosità tibiale e la diafisi mediale della tibia, la diafisi laterale della fibula e i compartimenti anteriore e posteriore.

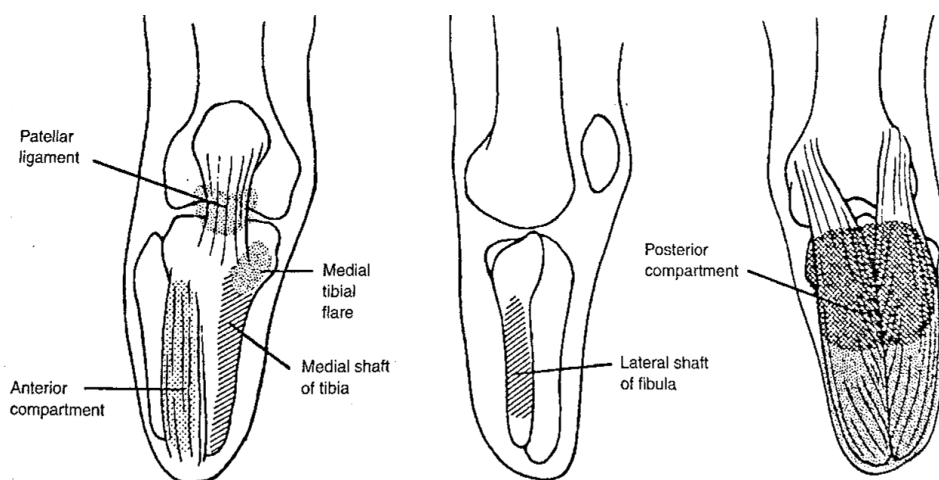


Figura 1.2 Aree tolleranti alla pressione in invasatura PTB. Da sinistra: Vista anteriore, laterale e posteriore

Le aree che richiedono minore sollecitazione includono la cresta e la tuberosità tibiale, la testa distale della tibia e della fibula, il nervo peroneo, i tendini adduttori e la rotula [3].

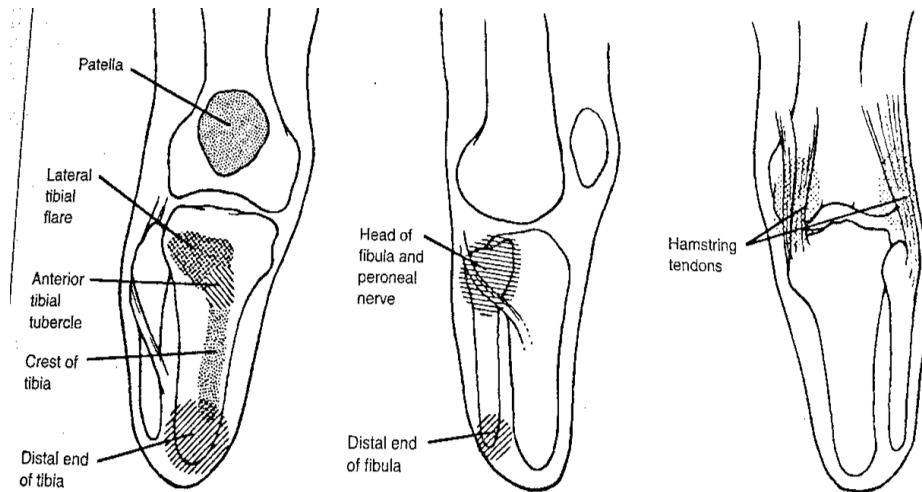


Figura 1.3 Aree sensibili alla pressione in invasatura PTB. Da sinistra: Vista anteriore, laterale e posteriore

Durante una normale locomozione, le forze di reazione al suolo producono momenti in corrispondenza delle articolazioni dell'arto inferiore. Forze simili si presentano anche nell'ambulazione di soggetti portatori di protesi, ma in tal caso, attraverso l'invasatura, le forze si scaricano sul moncone. Per garantire comfort ed evitare lesioni cutanee è necessario quindi gestire bene tali forze, nello specifico quelle anteroposteriori e quelle mediolaterali. Le forze anteroposteriori maggiori si generano quando, dopo il contatto a terra del tallone, il piede si distende completamente e si ha un momento di flessione al ginocchio, la cui stabilità è mantenuta dalla contrazione del quadricipite. Le forze risultanti tra l'invasatura e il moncone sono concentrate sulla porzione antero-distale della tibia e sui tessuti molli postero-prossimali. L'invasatura tuttavia deve distribuire la pressione ugualmente sull'area poplitea e alleviarla nella porzione anterodistale, oltre a fornire contropressioni anteriormente, medialmente e

lateralmente per prevenire il carico eccessivo sulla parte distale della tibia.

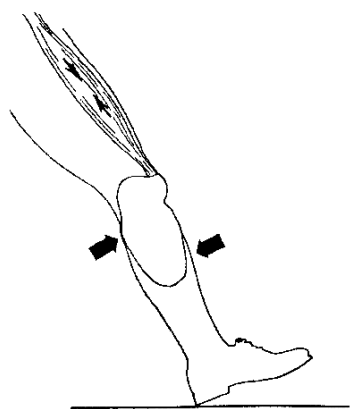


Figura 1.4 Aree in cui si concentra la pressione durante la deambulazione

Le forze mediolaterali maggiori si presentano quando il lato protesico funge da unico supporto; la loro intensità varia a seconda della posizione del piede.

Le forze prossimomediali non costituiscono un problema significativo in quanto sono focalizzate su punti tolleranti alla pressione, mentre quelle distolaterali possono creare pressioni eccessive sulla parte terminale della fibula.

Problemi protesici all'invasatura possono essere anche creati dalle coppie e dalle forze di taglio. Se la coppia è eccessiva, la tendenza dell'invasatura a ruotare rispetto al moncone potrebbe causare discomfort, lesioni cutanee e alterazioni del cammino. Le forze di taglio accorrono ogni qual volta si hanno movimenti relativi tra il moncone e l'invasatura e possono causare il distacco delle cellule dallo strato epidermico, con conseguente formazione di vesciche e ferite aperte [3].

2. LA TERMOGRAFIA AD INFRAROSSI

La norma UNI 10824-1 definisce la termografia ad infrarossi come il *“Metodo che permette di ottenere, per mezzo di un’apparecchiatura termografica, la distribuzione spaziale e l’evoluzione temporale della radiazione infrarossa proveniente dalla scena osservata nell’intervallo di sensibilità della termocamera”* [4]. In altre parole la termografia all’infrarosso è una tecnica che permette di misurare a distanza la temperatura superficiale di un qualsiasi corpo, che sia al di sopra dello zero assoluto (-273.15°C), e di visualizzare le differenze termiche per mezzo di immagini, dette termogrammi, le quali non sono altro che fotografie delle emissioni elettromagnetiche di un oggetto.

2.1 PRINCIPI FISICI

2.1.1 L’IRRAGGIAMENTO E LA RADIAZIONE ELETTRROMAGNETICA

L’ *irraggiamento* è uno dei tre meccanismi di trasmissione del calore. Contrariamente a quanto avviene per la conduzione e la convezione, non prevede contatto diretto tra gli scambiatori e non necessita di un mezzo per propagarsi. Il passaggio di calore avviene mediante emissione e assorbimento di radiazioni elettromagnetiche da parte dei corpi in esame. Infatti qualsiasi corpo che ha una temperatura superiore allo zero assoluto emette radiazioni elettromagnetiche. Tale emissione dipende dall’agitazione molecolare delle particelle costituenti: maggiore è l’energia cinetica molecolare, maggiore è la temperatura e, di conseguenza, maggiore è l’emissione di radiazioni.

I fondamenti teorici relativi alla radiazione elettromagnetica, e quindi alla trasmissione del calore per irraggiamento, furono dati nel 1864 dal fisico James Clerk Maxwell, il quale ipotizzò che cariche elettriche accelerate generano campi elettrici e magnetici, detti *onde elettromagnetiche*, che si propagano alla velocità della luce.

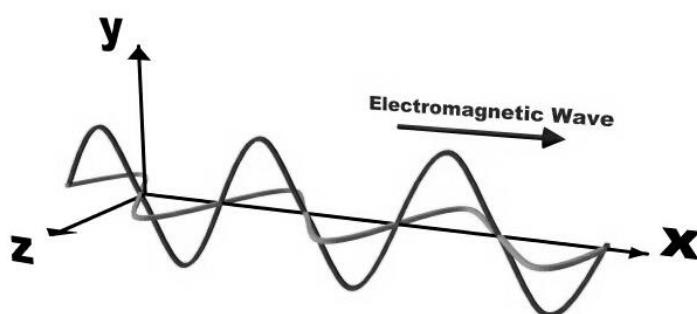


Figura 2.1 Campo elettrico e campo magnetico che oscillano su piani tra loro ortogonali ed ortogonali alla direzione di propagazione dell'onda elettromagnetica

Venti anni più tardi Heinrich Hertz dimostrò sperimentalmente l'esistenza delle onde elettromagnetiche, stabilendo il legame tra le caratteristiche fondamentali delle onde:

$$f\lambda = c$$

dove f rappresenta la frequenza, λ la lunghezza d'onda e $c = 3.0 \times 10^8 \text{ ms}^{-1}$ la velocità della luce nel mezzo di trasmissione. Essendo la lunghezza d'onda e la frequenza tra loro inversamente proporzionali, tanto minore sarà la lunghezza d'onda, tanto maggiore sarà la frequenza e l'energia fotonica¹.

¹ Le onde elettromagnetiche possono essere considerate come propagazione di un insieme di pacchetti discreti di energia, chiamati da Planck *fotoni* o *quanti*. L' **equazione di Planck-Einstein** permette di calcolare l'energia del singolo fotone come:

$$e = hf = h\frac{c}{\lambda} \quad [J]$$

dove $h = 6.63 \times 10^{-34} \text{ Js}$ è la costante di Planck

Pur avendo tutte la stessa natura, le onde elettromagnetiche differiscono nel loro comportamento proprio al variare della lunghezza d'onda. Di tutto lo spettro elettromagnetico (spettro EM) la radiazione corrispondente alla trasmissione di calore è la radiazione termica. Essa copre un campo di lunghezze d'onda da circa 0.1 a 1000 μm ed include l'intera radiazione visibile e infrarossa e parte della radiazione ultravioletta.

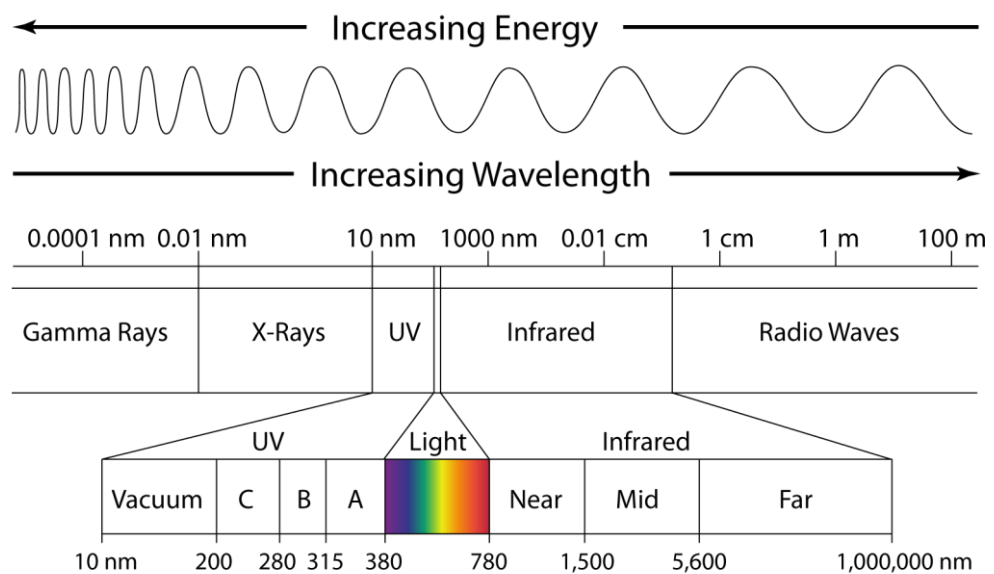


Figura 2.2 Spettro elettromagnetico

Poiché la radiazione emessa dai corpi a temperatura ambiente cade nel campo dello spettro che va da 0.76 a 1000 μm , la radiazione infrarossa è quella che interessa per lo studio della termografia.

Lo spettro IR può essere suddiviso in tre zone principali:

- Vicino IR (lunghezze d'onda comprese tra 0.78 e 1.5 μm);
- Medio IR (lunghezze d'onda comprese tra 1.5 e 5.6 μm);
- Lontano IR (lunghezze d'onda comprese tra 5.6 e 1000 μm).

2.1.2 GRANDEZZE RADIOMETRICHE

È opportuno introdurre e definire alcune importanti grandezze radiometriche che consentono di descrivere l'emissione di radiazioni elettromagnetiche da parte delle superfici.

L'*energia radiante* è l'energia trasportata da un qualunque campo di radiazione elettromagnetica. Viene indicata con Q_e e misurata in joule.

Il *flusso radiante* è la potenza di una qualunque sorgente di radiazione elettromagnetica:

$$\Phi_e = \frac{dQ_e}{dt} \quad [W]$$

L' *Emetenza radiante* è il flusso radiante emesso da una sorgente estesa per unità di area:

$$M_e = \frac{d\Phi_e}{dA} \quad [Wm^{-2}]$$

L' *Irradianza* rappresenta invece il flusso radiante incidente su una superficie per unità di area:

$$E_e = \frac{d\Phi_e}{dA} \quad [Wm^{-2}]$$

Considerando i concetti di radiante ed angolo solido si definiscono:

— *Intensità radiante*: il flusso radiante emesso da una sorgente puntiforme in una certa direzione per unità di angolo solido

$$I_e = \frac{d\Phi_e}{d\omega} \quad [Wsr^{-2}]$$

— *Radianza*: il flusso radiante emesso da una sorgente estesa per unità di angolo solido e per unità di area proiettata su un piano normale alla direzione considerata

$$L_e = \frac{d^2\Phi_e}{dA_p d\omega} = \frac{d^2\Phi_e}{dA \cos\vartheta d\omega} \quad [W/(sr m^2)]$$

Poiché molti fenomeni dipendono banda spettrale, in generale le quantità radiometriche vengono correlate alla lunghezza d'onda. Ad esempio con *flusso radiante spettrale* ci si riferisce al flusso relativo ad un intervallo infinitesimale di lunghezza d'onda

$$\Phi_\lambda = \int_{\lambda_0}^{\lambda_1} \Phi_e d\lambda \quad [W]$$

La *radianza spettrale* è la frequenza alla quale viene emessa l'energia, per una data lunghezza d'onda λ , da una superficie dA , nella direzione (ϑ', φ') , passando attraverso dA_n :

$$L'(\lambda, \vartheta', \varphi') = \frac{d^3\Phi'}{dA \cos\vartheta' d\omega' d\lambda} \quad [Wm^{-2}sr^{-1}\mu m^{-1}]$$

Integrando la radianza spettrale su un range finito di angoli e lunghezze d'onda, supponendo noti la distribuzione spettrale e direzionale della radianza spettrale, è possibile calcolare, per una superficie emittente, la potenza radiante per unità di area. Tale quantità è nota come *emettanza spettrale* $M(\lambda)$. Per un emettitore Lambertiano (cioè un emettitore che diffonde in maniera isotropica) si ha:

$$M'(\lambda) = \pi L'(\lambda) \quad [Wm^{-2}\mu m^{-1}]$$

L'*emettanza totale* è la potenza radiante per unità di area emessa su ogni lunghezza d'onda e ogni direzione:

$$M' = \pi L' \quad [Wm^{-2}]$$

L'*irradianza spettrale* $E(\lambda)$ è definita come la potenza spettrale radiante, di lunghezza d'onda λ , incidente per unità di area su una superficie, e proveniente da tutte le direzioni dello spazio emisferico superiore a tale superficie:

$$E(\lambda) = \frac{d\Phi(\lambda)}{dA} \quad [Wm^{-2}]$$

L' *irradianza totale* è definita come la potenza radiante a tutte le lunghezze d'onda incidenti, per unità di area, sopra una superficie e provenienti da tutte le direzioni:

$$E = \int_0^{\infty} E(\lambda)d\lambda \quad [Wm^{-2}]$$

Se la radiazione incidente è isotropica, e quindi indipendente dalla direzione (ϑ, φ), allora

$$E(\lambda) = \pi L$$

La *legge di Bouguer* mette in relazione l'irradianza E di una superficie ricevente, dovuta da una sorgente S , e l'intensità I di tale sorgente nella direzione del ricevitore ad una distanza d :

$$E = \frac{I \cos \vartheta_R}{d^2}$$

2.1.3 IL CORPO NERO

Un oggetto fisico ideale che assorbe tutta la radiazione elettromagnetica incidente, senza riflettere e trasmettere alcuna energia, viene definito *corpo nero (blackbody)*. Per la legge di conservazione dell'energia è necessario quindi che tutta l'energia assorbita venga re-irradiata.

In condizioni di equilibrio termico il corpo nero gode di due proprietà:

- È un emettitore ideale, in quanto, per una data temperatura e lunghezza d'onda, nessuna altra superficie è in grado di emettere più energia;

- È un emettitore diffuso, in quanto l'energia viene irradiata in maniera isotropica indipendentemente dalla direzione di emissione.

Possono essere considerati corpi neri degli oggetti cavi con una piccola apertura, mantenuti a temperatura costante, e le cui pareti emettono ed assorbono continuamente radiazioni di tutte le possibili lunghezze d'onda dello spettro elettromagnetico.

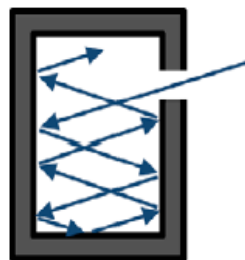


Figura 2.3 Schematizzazione di un corpo nero

2.1.4 LA LEGGE DI PLANCK

La legge di Planck descrive la distribuzione dell'energia emessa, ad una data temperatura, come una funzione della lunghezza d'onda. In particolare la densità spettrale di potenza emessa è data da:

$$L_{\lambda,b}(\lambda, T) = \frac{2hc^2}{\lambda^5} \frac{1}{e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1} \quad \left[\frac{W}{m^2 sr m} \right]$$

dove $h = 6.6256 \times 10^{-34} Js$ è la costante di Planck,

$k = 1.38054 \times 10^{-23} JK^{-1}$ è la costante di Boltzmann,

$c = 2.998 \times 10^8 ms^{-1}$ è la velocità della luce,

T è la temperatura assoluta del corpo nero in gradi Kelvin.

La legge di Planck viene comunemente rappresentata con una famiglia di curve con caratteristica forma a campana, la quale mostra come, per una data temperatura, la radiazione emessa varia con la lunghezza d'onda.

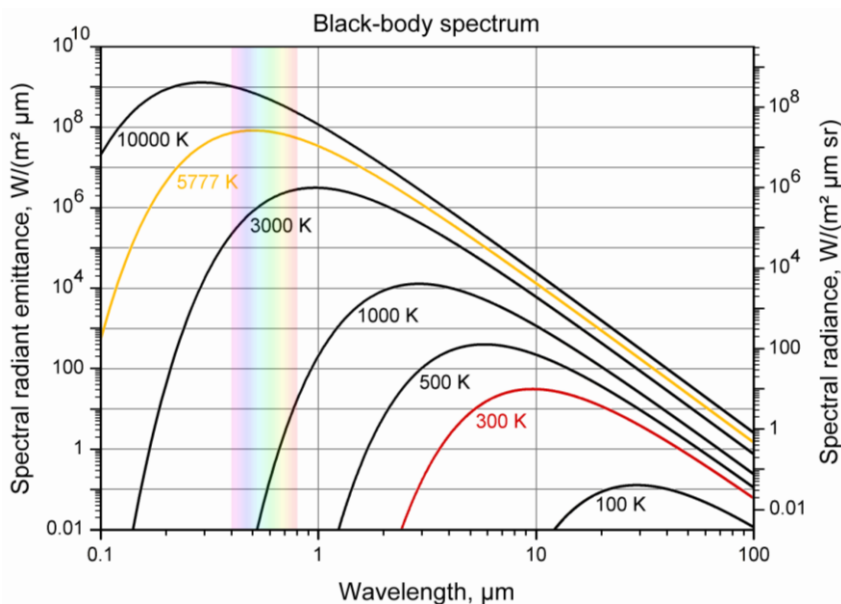


Figura 2.4 Curve di Planck

2.1.5 LA LEGGE DELLO SPOSTAMENTO DI WIEN

Osservando le curve di Planck si nota come, la densità spettrale di potenza per una data temperatura, raggiunge un valore massimo. All'aumentare della temperatura stessa il picco si sposta verso lunghezze d'onda minori e quindi energie maggiori.

La legge di Wien consente di individuare per quale lunghezza d'onda λ_{max} è massima l'emissione radiativa di un corpo nero di massa generica posto ad una certa temperatura T:

$$\lambda_{max} = \frac{b}{T}$$

dove $b = 2897.7$ è la costante di spostamento di Wien.

2.1.6 LA LEGGE DI STEPHAN-BOLTZMANN

Integrando la legge di Planck su tutte le lunghezze d'onda si ottiene la legge di Stephan-Boltzmann. Tale legge esprime la quantità di energia irradiata da un corpo nero per unità di superficie, cioè il potere emissivo del corpo nero:

$$M_b = \sigma T^4$$

dove $\sigma = \frac{\pi^4 k^4}{15c^2 h^3} = 5.67 \times 10^{-8} \text{ Wm}^{-2} \text{ K}^{-4}$.

2.1.7 EMETTITORI DIVERSI DAI CORPI NERI

Nel mondo reale un corpo nero perfetto non esiste e pertanto per applicare le leggi sopra riportate bisogna apportare delle correzioni. In particolare bisogna considerare che se una superficie viene investita da un'onda elettromagnetica, essa assorbe solo una frazione Φ_A della radiazione incidente Φ_i , riflette una frazione Φ_R e trasmette una frazione Φ_T .

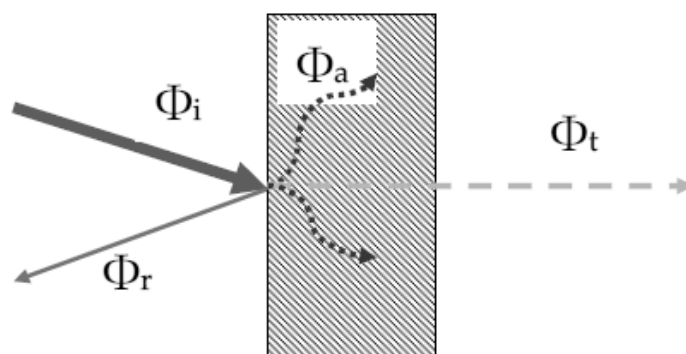


Figura 2.5 Radiazione incidente che si suddivide in radiazione riflessa e trasmessa

Le frazioni di energia che vengono riflesse, trasmesse e assorbite sono definite per mezzo di tre coefficienti:

$$\text{— } \rho = \frac{d\Phi_r}{d\Phi_i} \text{ coefficiente di riflessione}$$

$$\text{— } \tau = \frac{d\Phi_t}{d\Phi_i} \text{ coefficiente di trasmissione}$$

$$\text{— } \alpha = \frac{d\Phi_a}{d\Phi_i} \text{ coefficiente di assorbimento}$$

legati tra loro dalla relazione

$$\rho + \tau + \alpha = 1$$

in quanto vale $\Phi_R + \Phi_T + \Phi_A = \Phi_I$.

I tre coefficienti sono funzioni della lunghezza d'onda, della temperatura e della natura della superficie del corpo, e possono assumere valori compresi tra 0 e 1; a seconda del valore che assumono è possibile distinguere tre tipi principali di superfici:

— *superfici riflettenti*: riflettono l'intera energia incidente

$$(\rho = 1);$$

— *superfici trasparenti*: si lasciano attraversare dall'intera energia incidente ($\tau = 1$);

— *superfici opache*: riflettono una parte dell' energia incidente mentre l'altra l'assorbono ($\tau = 0$);

Da ciò si deduce come un corpo nero sia caratterizzato da $\alpha=1$ per tutte le lunghezze d'onda.

Un altro fattore, l'*emissività* ε , pari al rapporto tra il flusso emesso da un oggetto e quello emesso da un corpo nero alla stessa temperatura e lunghezza d'onda, permette di valutare quanto una superficie reale approssima un corpo nero. Tramite l'emissività è possibile definire il *coefficiente di emissività spettrale*:

$$\varepsilon_\lambda = \frac{M_{\lambda o}}{M_{\lambda b}}$$

In generale è possibile distinguere tre tipi di sorgenti di radiazione:

- *corpo nero*, per il quale $\varepsilon_\lambda = \varepsilon = 1$
- *corpo grigio*, per il quale $\varepsilon_\lambda = \varepsilon = \text{costante} < 1$
- *radiatore selettivo*, per il quale ε varia in base alla lunghezza d'onda.

Secondo la *legge di Kirchhoff* un qualsiasi materiale, per qualsiasi temperatura e lunghezza d'onda, ha coefficiente di emissività pari a quello di assorbimento ($\varepsilon_\lambda = \alpha_\lambda$). Ciò significa che per un materiale opaco si ha $\varepsilon_\lambda + \rho_\lambda = 1$, per materiali estremamente lucidi ε_λ tende a zero mentre per quelli perfettamente riflettenti si ha $\varepsilon_\lambda = 0$ e quindi $\rho_\lambda = 1$ [5].

Per un corpo grigio, la legge di Stephan-Boltzmann diventa:

$$M = \varepsilon \sigma T^4 \quad \left[\frac{\text{Watt}}{\text{m}^2} \right]$$

2.2 L'ISPEZIONE TERMOGRAFICA

2.2.1 LA TERMOCAMERA

Nel 1800 l'astronomo britannico William Herschel, utilizzando un termometro con bulbo annerito, per primo dimostrò l'esistenza di radiazioni con lunghezza d'onda superiore al rosso. Da allora in poi uno sviluppo intensivo ha portato alla produzione di una grande varietà di termocamere e nello specifico di rivelatori, basati su diversi principi fisici ed in grado di operare con alta sensibilità su tutto lo spettro IR.

La maggior parte di questi dispositivi utilizza materiali semiconduttori. Negli ultimi anni l'avvento delle leghe di semiconduttori ha introdotto una nuova dimensione nella progettazione di rivelatori IR: la scelta della lega permette di scegliere le proprietà del dispositivo, in particolare la risposta alla lunghezza d'onda. Ciò ha prodotto benefici non solo in termini di sensibilità ma anche nel grado di raffreddamento richiesto [6].

2.2.1.1 CLASSIFICAZIONE

In generale ogni termocamera è costituita da un rivelatore e da un componente per la formazione dell'immagine, possono poi completare il sistema un image processing e un sistema di visualizzazione [7].

Dalla prima apparizione ad oggi, la termocamera ha subito uno sviluppo passando attraverso tre generazioni [8]:

1. La prima generazione di termocamere risale agli anni '70. Definite come *scanner seriali*, tali termocamere utilizzano un unico rivelatore o un piccolo array lineare di rivelatori, in combinazione con un sistema di specchi a singolo o multiplo asse. Le immagini vengono acquisite combinando le singole

misure: la misura di un singolo punto viene combinata in una linea; più linee compongono l'immagine finale. Tali sistemi hanno il vantaggio di poter acquisire immagini di qualsiasi grandezza, ma il frame rates è relativamente basso [7].

2. La seconda generazione di termocamere apparve negli anni '80. Tali dispositivi utilizzano un array lineare relativamente grande (composto da circa 120 elementi) o un piccolo focal plane array (FPA) bidimensionale (composto da circa 64 x 64 elementi). I FPA sono gli analoghi degli array a CCD, ma sono sensibili agli IR; ad ogni pixel dell'immagine IR è associato un proprio rivelatore, i quali sono disposti su una matrice bidimensionale piana, posizionata sul piano focale del sistema ottico. Per generare l'immagine è ancora presente un sistema di specchi, ma rispetto alle termocamere di prima generazione viene impiegata la tecnica del *time-delay integration (TDI)* per l'integrazione dell'immagine e la valorizzazione.
3. Con la terza generazione di termocamere aumenta la dimensione dei FPA, arrivando ad un valore massimo di 1024x1024 pixels, e viene abbandonato l'utilizzo del sistema di specchi. Inoltre sul FPA stesso sono integrate capacità di image processing, da qui il nome di *on chip image processing*.

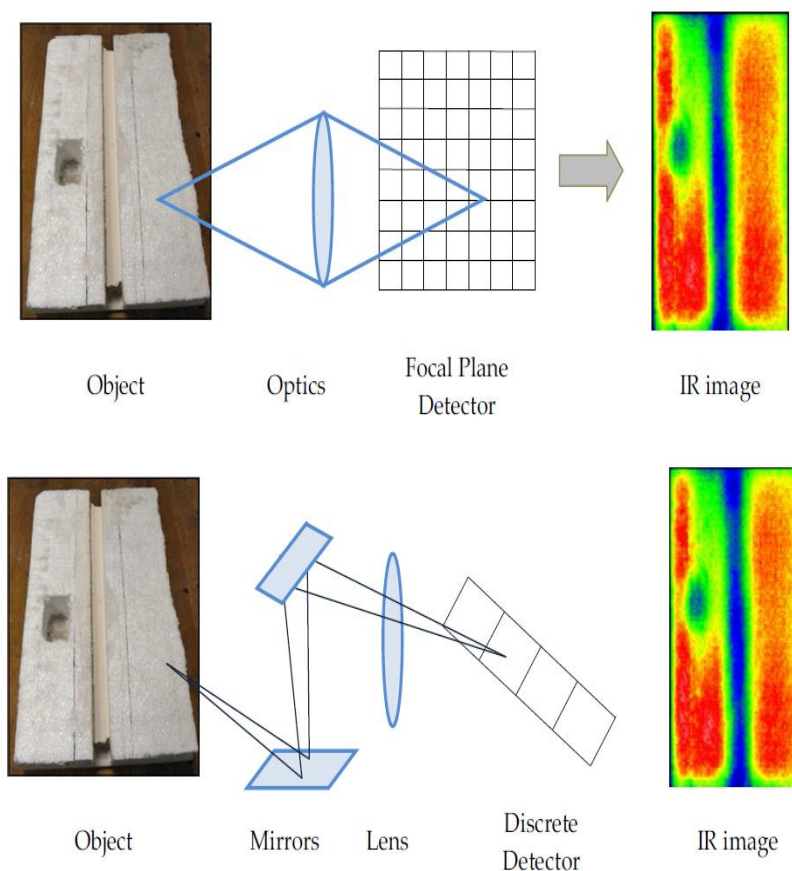


Figura 2.5 Configurazione termocamera. Sopra: Focal Plane Array; sotto: scanner

Per quanto concerne il meccanismo di rilevamento è possibile distinguere due categorie: *i rivelatori fotonici* e *i rivelatori termici* [9]:

- Nei rivelatori fotonici la radiazione è assorbita all'interno del materiale grazie all'interazione con gli elettroni. Il segnale elettrico in uscita è dato dalla variazione della distribuzione di energia elettrica, e la risposta alla radiazione incidente dipende dalla lunghezza d'onda.

I rivelatori fotonici hanno un buon rapporto segnale rumore e un tempo di risposta molto breve, ma necessitano di un sistema di raffreddamento criogenico, motivo per cui si parla di *termocamere raffreddate*. Raffreddare il sensore permette di

avere una maggiore precisione: essere freddo implica non emettere radiazioni e assorbirne in maniera inversamente proporzionale alla propria temperatura; inoltre la bassa temperatura attenua in maniera sensibile il rumore delle schede elettroniche e del sensore stesso.

Esistono diversi sistemi di raffreddamento:

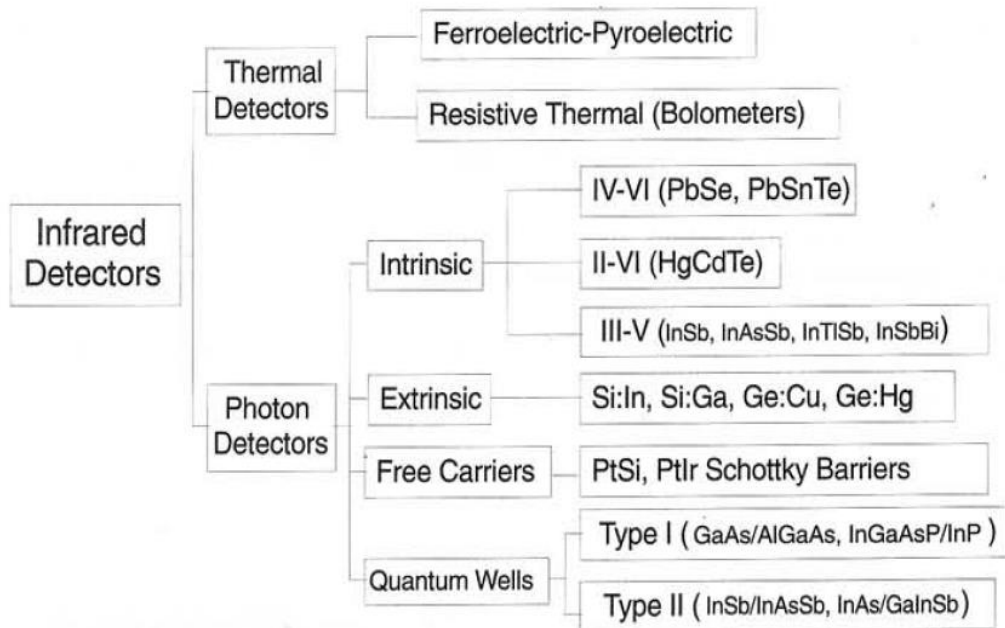
- Sistema criogenico a circuito aperto (-196°C): all'interno della termocamera, e precisamente nel *vaso di Dewar*, viene periodicamente inserito dell'azoto liquido, che evaporando raffredda il sensore.
- Sistema aperto (-196°C): come il caso precedente ma si utilizza argon al posto dell'azoto liquido.
- Sistema termoelettrico (-70°C): viene sfruttato l'effetto Peltier. Il sistema è molto pratico ma meno preciso in quanto il sensore viene mantenuto ad una temperatura superiore rispetto a quanto avviene nei sistemi con liquido refrigerante.
- Sistema a ciclo Stirling (-197°C): del gas di elio viene fatto comprimere ed espandere in un circuito, sottraendo così una grande quantità di calore. Il sistema è soggetto a frequenti rotture della pompa refrigerante e richiede un notevole consumo elettrico; nonostante ciò, dopo l'azoto, è il più usato nelle moderne termocamere raffreddate.

Se da un lato i sistemi di raffreddamento rendono le termocamere raffreddate più precise, dall'altro fanno sì che siano ingombranti, pesanti, costose e scomode da usare.

— Nei rivelatori termici la radiazione incidente assorbita modifica la temperatura del materiale; la conseguente variazione di alcune proprietà fisiche permette di generare l'output elettrico. Ad esempio nei rivelatori piroelettrici viene misurata la variazione della polarizzazione elettrica interna, mentre nei bolometri si misura la variazione di resistenza elettrica. Generalmente gli effetti termici sono indipendenti dalla lunghezza d'onda.

I rivelatori termici operano a temperatura ambiente e non necessitano di un sistema di raffreddamento. Per tale motivo le termocamere, dette *termocamere non raffreddate*, sono più piccole e meno costose. Tuttavia la risoluzione e la qualità dell'immagine è più bassa rispetto a quella fornita dai rivelatori raffreddati. Attualmente infatti, la sensibilità termica delle telecamere non raffreddate è di circa $0,05^{\circ}\text{C}$ rispetto a $0,01^{\circ}\text{C}$ di quelle raffreddate [10].

La figura seguente [6] riporta i diversi tipi di rivelatori termici e fotonici presenti in mercato, suddividendoli in base al meccanismo di rilevamento e alla natura dell'interazione, e ne mostra pregi e difetti.



Detector type		Advantages	Disadvantages	
Thermal		Light, rugged, reliable, & low cost Room temperature operation	Low detectivity at high frequency Slow response (ms order)	
Photon	Intrinsic	IV-VI	Available low-gap materials Well studied	Poor mechanical property Large permittivity
		II-VI	Easy bandgap tailoring Well developed theory & exp.	Non-uniformity over large area High cost in growth and processing
		III-V	Good material & dopants Advanced technology Possible monolithic integration	Heteroepitaxy with large lattice mismatch
	Extrinsic		Very long wavelength operation Relatively simple technology	Extremely low temperature operation
	Free carriers		Low-cost, high yields Large & close packed 2-D arrays	Low quantum efficiency Low temperature operation
	Quantum wells	Type-I	Matured material growth Good uniformity over large area Possible 2-color detectors	Low quantum efficiency Complicated design and growth
Type-II		Low Auger recombination rate Easy wavelength control	Complicated design and growth Sensitive to the interfaces	

Figura 2.7 Rivelatori termici presenti sul mercato

2.2.1.2 PARAMETRI FONDAMENTALI

Molti fattori influenzano la scelta del sistema di rivelazione ad IR da utilizzare, bisogna pertanto valutare le specifiche esigenze e l'ambito di applicazione.

Un primo parametro da valutare è il *range di temperatura*, cioè la scala termica di ripresa. Range tipici sono da -40°C a +120°C, da +20°C a +60°C, da 0°C a +500°C. In ambito industriale esistono anche range che arrivano a +200°C.

Non meno importante è la *risoluzione termica*, cioè la massima differenza in gradi che il sensore riesce a percepire su una medesima immagine. Una buona risoluzione termica consente di stimare nel miglior modo possibile anche le minime differenze di temperatura. Diversa è invece la *precisione termica*, definita come l'accuratezza della misura in scala assoluta della temperatura di un oggetto. Generalmente è piuttosto bassa e uguale in tutte le apparecchiature, dell'ordine di $\pm 2^\circ\text{C}$ o di $\pm 2\%$.

La *risoluzione geometrica del sensore* equivale al numero di pixel che compongono la matrice del sensore stesso. Esistono diverse risoluzioni geometriche, che vanno da un minimo di 120x120 pixel a un massimo di 640x480.

Importanza fondamentale è costituita dal *range spettrale* e quindi la finestra dell'infrarosso analizzata dal sensore. In commercio esistono due diversi range, il vicino infrarosso (short wave, 2-5 μm), e il lontano infrarosso (long wave, 8-15 μm).

Altro parametro da avere in considerazione è l'*IFOV*², cioè il *campo visivo istantaneo*. Indica quanto è grande la superficie analizzata da

² IFOV: angolo solido espresso in milliradiani, rappresentato mediante una piramide con base rettangolare il cui vertice corrisponde ad un pixel del sensore mentre la base della piramide costituisce la grandezza del pixel ad una determinata distanza.

un singolo pixel del sensore ad una determinata distanza. Tale parametro dipende dalla risoluzione geometrica e dall'ottica montata. È importante che l'IFOV sia molto più piccolo della superficie del soggetto proiettata sul sensore.

La *frequenza di acquisizione* o *frame-rate* indica la quantità di immagini che una termocamera è in grado di acquisire in un secondo. Per analizzare immagini in movimento è necessaria un alto *frame-rate*.

2.2.2 IL CALCOLO DELLA TEMPERATURA E LE INCERTEZZE

La termocamera ad IR registra la radiazione proveniente dagli oggetti all'interno del campo visivo. Ciò significa che i raggi infrarossi registrati sono composti non solo dalla radiazione emessa dall'oggetto di misura, ma anche dalla radiazione dell'ambiente circostante riflessa dalle superfici dell'oggetto esaminato, e dalla radiazione atmosferica. La misura potrebbe inoltre essere affetta da radiazioni provenienti da sorgenti vicine, esterne al campo visivo, o da disturbi dovuti alla dispersione della luce solare; migliorando però le condizioni di ripresa è possibile rendere marginale il loro contributo.

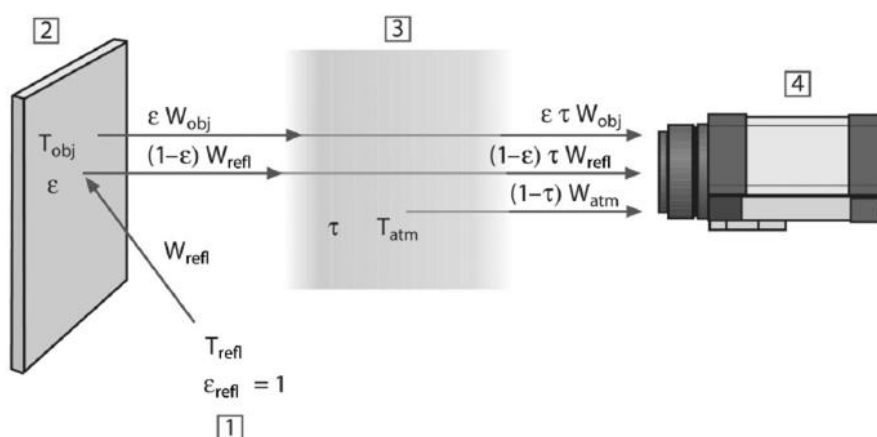


Figura 2.8 Rappresentazione schematica della situazione di misurazione termografica. 1: Area circostante; 2: Oggetto; 3: Atmosfera; 4: Termocamera

Considerando che, per brevi distanze, l'energia irradiata da un corpo nero (W) alla temperatura T_{source} genera un segnale di uscita della termocamera pari a:

$$U_{source} = CW(T_{source}) = CW_{source}$$

con C costante, e che se la sorgente è un corpo grigio l'energia irradiata sarà pari a εW_{source} , è possibile dare una formulazione ai tre termini di radiazione incidenti sulla termocamera:

— Radiazione emessa dal corpo: $\varepsilon\tau W_{obj}$

Con $\varepsilon =$ *emittanza del corpo*, $\tau =$ *trasmittanza del corpo*;

— Radiazione dell'ambiente circostante riflessa dalle superfici dell'oggetto: $(1 - \varepsilon)\tau W_{refl}$

ipotizzando che la temperatura sia costante e pari a T_{refl} e che $\varepsilon_{refl} = 1$

— Radiazione dell'atmosfera: $(1 - \tau)W_{atm}$

con $(1 - \tau) =$ *emittanza dell'atmosfera*

Da ciò segue che

$$W_{tot} = \varepsilon\tau W_{obj} + (1 - \varepsilon)\tau W_{refl} + (1 - \tau)W_{atm}$$

Moltiplicando tutti i termini per la costante univoca C si ricava:

$$CW_{tot} = \varepsilon\tau CW_{obj} + (1 - \varepsilon)\tau CW_{refl} + (1 - \tau)CW_{atm}$$

A questo punto è possibile calcolare la tensione totale in uscita dalla termocamera come:

$$U_{tot} = \varepsilon\tau U_{obj} + (1 - \varepsilon)\tau U_{refl} + (1 - \tau)U_{atm}$$

Deriva quindi:

$$U_{obj} = \frac{1}{\varepsilon\tau} U_{tot} - \frac{(1 - \varepsilon)}{\varepsilon} U_{refl} - \frac{(1 - \tau)}{\varepsilon\tau} U_{atm}$$

Per avere una rappresentazione termica superficiale del corpo esaminato il più possibile simile alla distribuzione reale, occorre impostare correttamente il valore di alcuni parametri fondamentali: la distanza dall'oggetto, l'umidità, la temperatura ambiente riflessa dalle pareti dell'oggetto, la temperatura atmosferica, l'emissività dell'oggetto [5].

Inoltre è opportuno considerare che i valori di temperatura rilevati dalla termocamera sono condizionati dalla forma e dalle proprietà geometriche dell'oggetto esaminato, in quanto il "calore" misurato dipende dalla distanza e dall'angolo tra la camera e l'oggetto. In particolare si ha che l'emissione e l'assorbimento sono massimi quando la normale alla superficie è parallela alla direzione del flusso dell'energia, mentre man mano che l'angolo tra la normale alla superficie e la direzione del flusso cresce il segnale si affievolisce [11]. Per definire un fattore di correzione della temperatura è necessario conoscere la struttura tridimensionale dell'oggetto e le relazioni geometriche che intercorrono con il detector. Applicando equazioni che si basano sull'analisi della *legge del coseno di Lambert*³, è possibile ottenere termogrammi standardizzati, in cui i valori di temperatura sono indipendenti dalla direzione di vista.

³ La legge del coseno di Lambert determina la relazione tra l'intensità della radiazione emessa da un elemento di superficie di un corpo nero e l'angolo di distribuzione α :

$I_{b\alpha} = I_{b\perp} \cos\alpha$ dove $I_{b\perp}$ è l'intensità radiante emessa in direzione normale alla superficie e $I_{b\alpha}$ è l'intensità radiante emessa ad un angolo α dalla normale alla superficie.

2.2.3 ELABORAZIONE DELLE IMMAGINI TERMICHE

L'elaborazione delle immagini termiche, così come le immagini del visibile, segue gli step di cattura, preprocessing e segmentazione, come mostra la figura seguente [12].

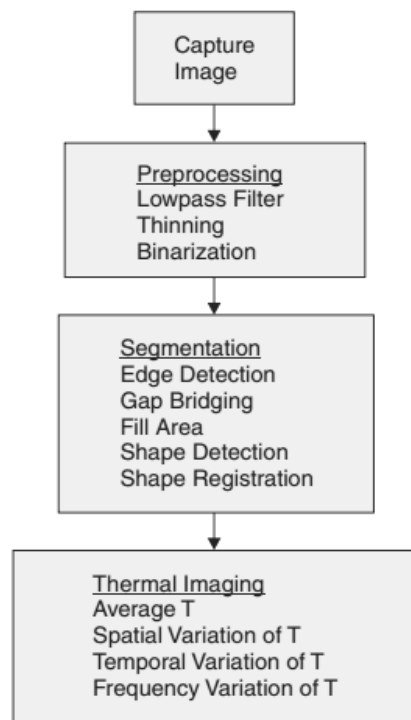


Figura 2.9 Fasi di elaborazione delle immagini

Come prima operazione potrebbe essere necessario adoperare un *filtro passa-basso* per eliminare il rumore. Infatti in un immagine termica possono essere presenti diverse cause di rumore: il rumore termico bianco (intrinseco), il rumore a bassa frequenza, il rumore di deriva. Inoltre i detector delle termocamere a FPA, a causa della non uniformità del materiale e dell'inconsistenza nel processo di manifatturazione, potrebbero avere una risposta variabile e generare quindi del rumore. Se i singoli pixel rumorosi possono essere eliminati

mediante un filtro mediano, tramite *operatori morfologici*, come il *thinning*, è possibile agire su gruppi di pixel rumorosi. Utile alla fase di preprocessing potrebbe essere anche la *binarizzazione* dell'immagine.

Per quanto riguarda la messa in evidenza dei contorni, generati dal fatto che l'oggetto e il background hanno diversa temperatura e/o emissività, potrebbe risultare utile l'utilizzo di un *filtro passa-alto*. La *registrazione* dell'immagine termica con quella nel visibile permette invece una migliore localizzazione dei punti caldi, mentre la *shape detection*, come la *trasformata di hough*, può essere utile nell'identificare una forma e vederne la variazione nel tempo.

2.3 L'IMAGING TERMICO IN MEDICINA

L'imaging termico è una tecnica non invasiva in grado di fornire informazioni utili circa i processi fisiologici. Ciò è possibile grazie all'analisi della distribuzione della temperatura superficiale della pelle, che può essere correlata alla perfusione sanguigna. È una tecnica complementare agli altri metodi di indagine anatomici e spesso rivela problemi anche quando l'anatomia è nella norma. Bisogna però prestare attenzione all'interpretazione dei termogrammi dal momento che sono non specifici.

Le tecniche computerizzate per l'elaborazione delle immagini e per il riconoscimento di pattern sono strumenti importanti per i medici, in quanto permettono di registrare punti caldi e freddi e di rilevare distribuzioni di temperatura asimmetriche o caratteristiche. Per monitorare il progresso della malattia può essere utile l'estrazione di alcuni indici. In generale comunque è necessario utilizzare protocolli standard per produrre termogrammi ripetibili e significativi.

2.3.1 CARATTERISTICHE TERMICHE DELLA PELLE UMANA

La pelle umana comprende l'epidermide esterna, cioè lo strato di cellule epiteliali che poggiano sul derma, lo strato di tessuto connettivo denso.

Steketee riporta che l'emissività della pelle nera, bianca o bruciata è la stessa ed è indipendente dalla natura dell'esperimento (es: in vivo o in vitro). Vale circa 0.98 ± 0.01 tra le lunghezze d'onda di 2 e 14 μm . Ciò significa che in questa regione dello spettro la pelle umana si comporta come un corpo nero, e la radiazione termica origina dalla superficie dell'epidermide per via dell'alto coefficiente di assorbimento (2.5 a 3 mm^{-1} alle lunghezze d'onda comprese tra 2.2 e $5 \mu\text{m}$) [13].

Tissue	Emissivity
Black skin (3–12 μm)	0.98 ± 0.01
White skin (3–14 μm)	0.97 ± 0.02
Burnt skin (3–14 μm)	0.97 ± 0.02
Epicardium (fresh: 0.5 h) 3 μm	0.85
Epicardium (fresh: 0.5 h) 5 μm	0.86
Epicardium (9 days at -20°C)	0.99
Pericardium (3 μm)	0.88
Pericardium (5 μm)	0.94
Pericardium (9 μm)	0.95

Tabella 2.1 Emissività di vari tessuti umani a 40°C e alle lunghezze d'onda IR

Con la termografia ad infrarossi si registra quindi la distribuzione di temperatura dello strato superficiale esterno della pelle. Tipicamente la temperatura superficiale della pelle umana è di 300 K e il massimo potere emissivo si ha ad una lunghezza d'onda di poco inferiore a $10 \mu\text{m}$. Dato che la funzione di Planck decresce esponenzialmente

con la temperatura, il potere emissivo della pelle risulta essere molto basso, circa sei ordini di grandezza inferiore rispetto al sole. Un tale piccolo livello di radiazione richiede un rivelatore molto sensibile e poco rumoroso.

Clark riporta che la curvatura della superficie gioca un ruolo fondamentale nella valutazione dell'emissività [14]. I suoi risultati, in accordo con quelli di Watmough e al., dimostrano come gli errori della misura della temperatura superficiale sono abbastanza piccoli per angoli di visualizzazione fino a 45°. Secondo Watmough e al. [15], l'emissività di una superficie alla lunghezza d'onda λ e per un angolo di visualizzazione φ è data dalla seguente equazione

$$\varepsilon_{\varphi\lambda} = 1 - \left[\frac{1}{2} \left(\frac{\beta - \cos\varphi}{\beta + \cos\varphi} \right)^2 \right] \left[1 + \left(\frac{\beta \cos\varphi - \sin^2\varphi}{\beta \cos\varphi + \sin^2\varphi} \right)^2 \right]$$

dove $\beta = (n_\lambda^2 \sin^2\varphi)^{0.5}$ e n_λ è l'indice di rifrazione del materiale.

I termogrammi ottenuti a lunghezze d'onda comprese tra 2 – 14 μm , dove l'emissività della pelle è quasi pari all'unità, hanno una piccola incertezza nella determinazione del ΔT . Anche se in molti casi l'angolo di vista del corpo umano è inferiore a $\pi/4$, bisogna interpretare con attenzione i dati di temperatura ottenuti da visuali oblique [16].

2.3.2 IL CONTROLLO DELLA TEMPERATURA CORPOREA

Una temperatura corporea costante è vitale per garantire l'omeostasi; cambiamenti, anche di pochi gradi, possono essere indice di una disfunzione fisica e causare problemi ai processi chimici essenziali al corpo.

La temperatura corporea è controllata dall'ipotalamo che, attraverso un circuito a feedback negativo, bilancia le perdite e gli acquisti di calore. In particolare i termorecettori monitorano costantemente la temperatura sanguigna, la quale varia da persona a persona e nel tempo.

Tipicamente la temperatura corporea passa dai 35.5°C della mattina ai 37.7°C della sera. Il calore è generato dal metabolismo e dalla contrazione dei muscoli, viene poi trasportato attraverso il corpo dalla circolazione sanguigna. Quando la temperatura del sangue aumenta vengono attivati metodi di dispersione del calore, come la vasodilatazione, la sudorazione, l'esalazione, e la riduzione del tasso metabolico. Con la vasodilatazione inoltre aumenta la conduzione termica, e il conseguente aumento della temperatura superficiale della pelle comporta una maggiore radiazione. Se invece viene rilevata una diminuzione della temperatura corporea vengono attuati meccanismi di vasocostrizione e di attività muscolare (tremolio) [12].

In presenza di malattie che affliggono il sistema termoregolatorio locale (come traumi, lesioni, trombosi, etc.) l'attività simpatica dell'ipotalamo potrebbe essere alterata, e di conseguenza anche il metabolismo locale. Inoltre il sistema vascolare e micro-vascolare locale riorganizzandosi determinerebbero una modifica nella distribuzione della temperatura.

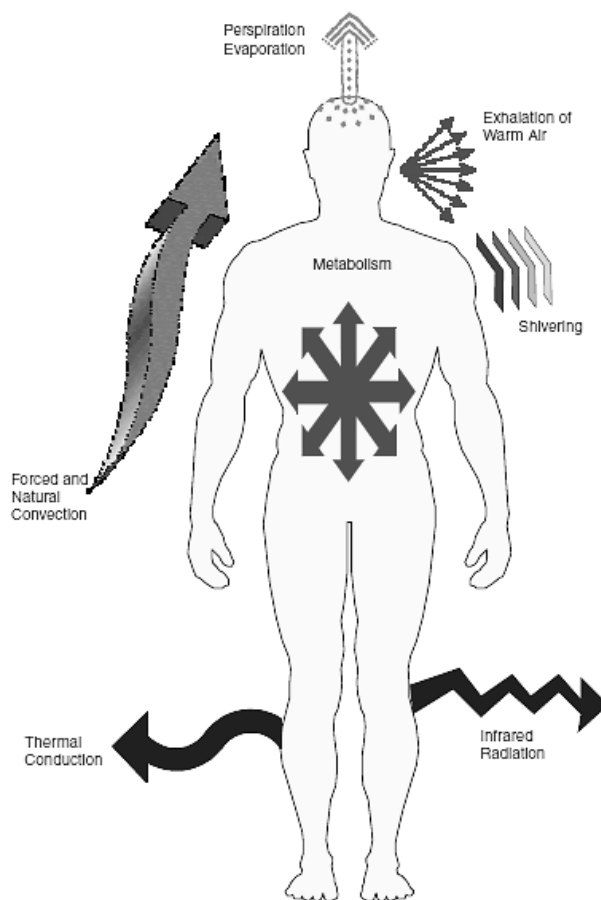


Figura 2.10 Meccanismi di bilancio della temperatura corporea

L'approccio classico statico dell'imaging all'infrarosso usa questo tipo di informazione, per esempio, per associare aree ipotermiche o ipertermiche alla presenza di un trauma.

L'equazione generale del bilancio energetico è:

$$S = H - (\pm W) - E \pm R \pm C$$

dove S è la quantità di energia immagazzinata nel corpo, H è la quantità di energia prodotta all'interno del corpo, W è l'energia prodotta dal lavoro meccanico durante esercizi, E è l'energia persa per evaporazione, R è l'energia persa per radiazione, C è l'energia persa per conduzione e convezione.

Per un soggetto a riposo è possibile trascurare il termine W . Inoltre, se interessa studiare il raffreddamento locale di una piccola area (piccola rispetto a tutto il corpo umano), è possibile trascurare la perdita di energia per diffusione, evaporazione, respirazione, e quella di radiazione. L'equazione di bilancio può quindi essere riscritta in una forma più semplice che include tre meccanismi di bilancio locale (il calore immagazzinato nel corpo, il trasferimento attraverso la perfusione sanguigna e lo scambio con l'ambiente circostante):

$$\rho c V \frac{dT}{dt} = hA(T_e - T) + \rho_{bl} c_{bl} w_{bl}(t) \cdot (T_{bl} - T)$$

dove i pedici e ed bl rappresentano le proprietà dell'ambiente e del sangue rispettivamente, mentre ρ è la densità, c è il calore specifico, V è il volume, T è la temperatura, t il tempo, h è il coefficiente di trasferimento di calore tra la pelle e l'ambiente, A è la superficie, w è il tasso di perfusione sanguigna [17].

2.3.3 CONDIZIONI SPERIMENTALI

La radiazione infrarossa emessa da una superficie è influenzata dalle condizioni sperimentali: umidità, circolazione dell'aria, temperatura circostante. Per questo è assolutamente necessario che gli esperimenti termografici, soprattutto nelle applicazioni mediche in cui i cambiamenti di temperatura sono di pochi gradi, vengano effettuati in un ambiente controllato.

Per far sì che i dati termografici ottenuti in diversi centri, o semplicemente in diversi istanti temporali, siano tra loro confrontabili è necessario che venga eseguito un protocollo standard. Clark e al. presentarono una bozza di tale standard [18]. Ring e Ammer, in un articolo recente, riportano come la termografia IR può produrre risultati

affidabili in applicazioni mediche solo quando sono seguiti determinati standard stabiliti [19].

Amalu e altri, riportano che la temperatura e l'umidità della sala d'esame devono essere controllati in modo che il soggetto non sia "stressato nella condizione di tremare o sudare" [20], bisogna infatti evitare la vasocostrizione, e allo stesso tempo non mascherare infiammazioni e angiogenesi.

È consigliabile che i soggetti di astengano dall'esposizione diretta alla luce solare, e dall'impiegare cosmetici, antitraspiranti o deodoranti immediatamente prima degli esami di termografia. Tipicamente, una volta che il paziente raggiunge il laboratorio viene lasciato per un periodo specificato (circa 10-20 minuti) a riposo, senza indumenti che coprano le aree corporee da misurare, così da raggiungere l'equilibrio termico con l'ambiente. Durante questo arco di tempo il paziente dovrebbe essere seduto, facendo in modo che le mani non tocchino altre parti del corpo, o che l'area da esaminare non sia in contatto con altre superfici.

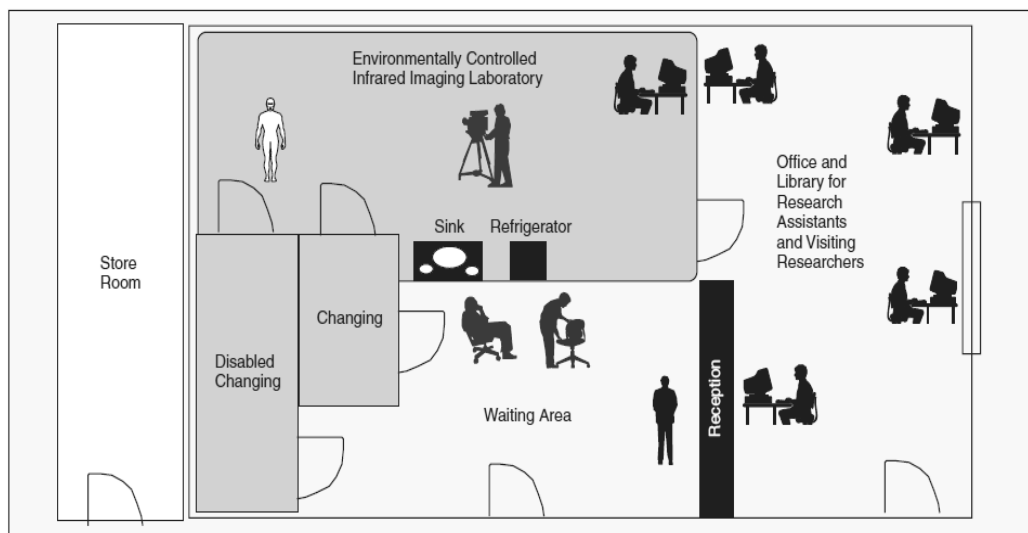


Figura 2.11 Pianta di laboratorio con ambiente controllato (Glamorgan)

Per quanto riguarda la termocamera è necessario effettuare una calibrazione includendo nel campo di vista una superficie isoterma o sorgenti ad emissività nota. Inoltre bisogna registrare e mantenere costanti la messa a fuoco e la distanza della termocamera dal soggetto. Potrebbe essere necessario inoltre registrare dei marker fissi.

2.3.4 APPLICAZIONI

L'imaging ad infrarosso può essere statico o dinamico [16]. Si parla di termografia statica quando viene rilevata un'immagine singola per identificare punti caldi e freddi e vedere se la distribuzione di temperatura sia asimmetrica. Si parla invece di termografia dinamica in diverse situazioni:

- Quando si confrontano tra loro immagini statiche prese in diversi momenti e memorizzate in un database. Lo scopo è quello di evidenziare come cambiano i patterns di distribuzione della temperatura;
- Quando si sottopone il paziente a stress termici/meccanici/chimici, e nei minuti successivi viene ripresa una serie di immagini termiche così da monitorare il ritorno all'equilibrio;
- Quando vengono prese molte immagini in un brevissimo periodo di tempo mentre il soggetto è seduto e trattiene il respiro (teletermometria). Lo scopo è quello di monitorare le variazioni di temperatura dovute al controllo neuronale ed emodinamico.

La prima applicazione documentata dell'imaging infrarosso in medicina risale al 1956 quando furono riprese immagini IR del seno di pazienti affetti da cancro. Da allora in poi furono pubblicate numerose

ricerche in tale ambito. Tuttavia, l'imaging IR non è stato subito ampiamente riconosciuto in medicina, soprattutto a causa dell'utilizzo prematuro della tecnologia, della comprensione superficiale delle immagini IR, e per l'ingresso poco controllato della tecnologia nell'individuazione del cancro al seno [21]. Recentemente gli sviluppi di una nuova generazione di tecnologie e di algoritmi di image processing, e la comprensione patofisiologica delle immagini IR, hanno reso la termografia un approccio non-invasivo, non-distruttivo e confortevole per il paziente, sia per quanto riguarda il monitoraggio che per la diagnosi assistita [8]. A supporto di tali considerazioni vi sono gli innumerevoli usi fatti della termografia ad infrarosso in diversi campi medici, come la neuropatia diabetica, i disordini vascolari, gli studi di termoregolazione. Un'esauritiva e dettagliata lista di applicazioni e relativi riferimenti può essere trovata in Lahiri (2012) [22], di cui segue una breve rassegna:

— *Termoregolazione*

La termografia è uno strumento efficace per monitorare i *processi di termoregolazione*. Permette ad esempio di valutare come varia la distribuzione di temperatura, in particolari distretti corporei, a seguito di immobilizzazione e quindi rilassamento; di studiare la correlazione tra temperatura superficiale e sudorazione; di valutare l'effetto di un flusso sanguigno modulato o il riscaldamento provocato dall'utilizzo di un telefono cellulare.

— *Individuazione del cancro al seno*

Nel 1982 la FDA ha approvato l'utilizzo della termografia ad IR come strumento aggiuntivo per la diagnosi del cancro al seno, in quanto in grado di dare informazioni utili circa la condizione termica e vascolare dei tessuti. La termografia viene praticata sia in maniera passiva, per individuare i punti caldi dati dalla malattia, sia attiva applicando degli stress termici. Molti studi

dimostrano l'effettivo potere diagnostico: la termografia mette in evidenza l'ipervascolarità e l'ipertermia anche quando il cancro al seno non è palpabile.

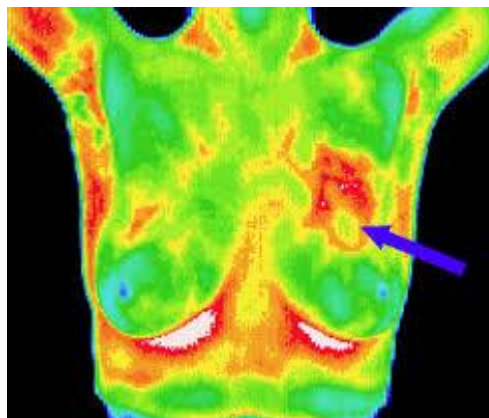


Figura 2.12 Termografia per la diagnosi del cancro al seno

— *Diagnosi di neuropatia diabetica e disordini vascolari*

IRT è uno strumento adeguato per la diagnosi del diabete o di disordini vascolari, in quanto entrambe le patologie causano variazioni nella distribuzione di temperatura superficiale. Nei pazienti affetti da diabete mellito, ad esempio, le regioni patologiche, in cui la circolazione sanguigna è lenta, mostrano una temperatura superiore rispetto alle altre.

— *Misurazione della febbre*

Registrare immagini termografiche di collo e regioni facciali può essere utile per controllare la febbre in maniera veloce e senza contatto. IRT può essere uno strumento potente per lo screening iniziale di massa, durante una crisi di salute pubblica. Ne è da esempio il recente utilizzo per la misurazione della febbre di pazienti affetti da SARS.

— *Diagnosi odontoiatrica*

La termografia ad infrarossi è molto utilizzata in odontoiatria. Dai termogrammi è possibile rilevare ad esempio il livello di dolore cronico dei soggetti, mettere in evidenza l'infiammazione

di uno specifico nervo, o controllare la variazione di temperatura durante il processo di perforazione per la preparazione del sito d'impianto.

— *Applicazioni dermatologiche*

La termografia ad IR può essere considerata una tecnica adatta allo studio delle malattie della pelle, come ad esempio la lebbra. Permette di valutare gli effetti dovuti all'esposizione a radiazioni β , di valutare il grado di ustione, di diagnosticare ed analizzare il carcinoma delle cellule basali.

— *Monitoraggio della pressione sanguigna*

— *Diagnosi di malattie reumatiche*

La termografia ad infrarossi è stata utilizzata con successo non solo per la diagnosi, ma anche per la valutazione del recupero dopo il trattamento, di patologie come la sindrome di Raynaud, la gotta e l'artrite. È una tecnica eccellente per misurare la temperatura di diverse articolazioni.

— *Diagnosi della sindrome dell'occhio secco e di malattie oculari*

Studi termografici hanno dimostrato come la temperatura di un occhio affetto dalla sindrome dell'occhio secco sia maggiore di quella del gruppo di controllo. Allo stesso modo per i pazienti affetti da oftalmia le differenze di temperatura tra il punto di riferimento e diverse regioni dell'occhio sono maggiori rispetto a quanto avviene nel gruppo di controllo.

— *Diagnosi di malattie epatiche*

Le metastasi al fegato sono caratterizzate da una temperatura superficiale maggiore e pertanto è facile rilevarle mediante termografia. In presenza di malattie epatiche acute e croniche, i termogrammi della regione addominale risultano anormali.

— *Trattamento del rene*

La valutazione termografica può essere un test complementare nei soggetti che hanno subito un trapianto di rene, per

diagnosticare disordini intra o per-renali e per valutare il trapianto.

— *Operazioni al cuore*

Studi hanno dimostrato come mediante IRT sia stato possibile rilevare differenze di temperatura tra le valvole cardiache di soggetti con problemi coronari, pazienti che hanno subito il trapianto e gruppo di controllo. Inoltre la termografia ad IR permette di rilevare i primi segni di arteriosclerosi ed agisce pertanto come indicatore precoce di infarto.

— *Ginecologia*

— *Test di personalità e imaging cerebrale*

È stato osservato che la distribuzione di temperatura dipende dal livello di stress, dalla concentrazione e dalle attività psicologiche. Studi dimostrano che tumori cerebrali di origine gliale hanno una temperatura più alta di 0.5-2°C rispetto ai tessuti circostanti normali.

2.3.5 LA TERMOGRAFIA IN CAMPO PROTESICO

Un interessante e poco noto ambito di applicazione della termografia in medicina è quello protesico.

Le mappe termografiche, rilevando il grado di perfusione dell'arto, possono fungere da supporto su più fronti, sia prima che dopo l'amputazione. Come dimostrano diversi studi infatti, i termogrammi permettono di:

- Valutare il livello ottimale di amputazione;
- Classificare i dolori da arto fantasma;

- Evidenziare eventuali difetti dell'invasatura delle protesi: durante il cammino punti difettosi si traducono in forze eccessive che accrescono la temperatura superficiale;
- Individuare infiammazioni causate dall'eccessiva umidità e dal riscaldamento prodotto dal liner.

Spence V. e al. [23], mediante l'interpretazione di termogrammi ed una descrizione dettagliata dei fattori che possono alterarli in maniera significativa, valutano il livello ottimale di amputazione di un arto ischemico. Il loro metodo è stato testato su 104 pazienti. Studi successivi [24] dimostrano come il gradiente isotermico utilizzato nella definizione del livello di amputazione dell'arto ischemico è direttamente correlato al flusso sanguigno.

Kristen e al. [25] attraverso la termografia caratterizzano il dolore al moncone e il dolore fantasma, rilevando la presenza di pattern tipici. I risultati principali dello studio sono tre:

1. Le immagini termografiche di soggetti sofferenti di dolore al moncone mostrano una temperatura più bassa nella regione di testa del moncone, rispetto a quanto avviene nel gruppo di riferimento. Ciò dimostra come il dolore sia associato ad un reale problema circolatorio;
2. Le mappe termiche di soggetti affetti da dolore fantasma presentano una distribuzione irregolare, con aree più fresche in diretto contatto con zone a temperatura maggiore;
3. Aree localizzate, corrispondenti a punti di pressione o infezioni mostrano un aumento asimmetrico della temperatura.

Negli anni 70' Faulkner e Pritham [26], mediante l'utilizzo di uno scanner sottoraffreddato, uno schermo a raggi catodici ed una Polaroid, hanno registrato la temperatura superficiale del moncone subito dopo la consegna della protesi. Le registrazioni sono state

realizzate da diverse angolazioni, e sono servite da riferimento qualora il paziente tornasse denunciando irritazione o dolore. Le immagini sono state utilizzate anche come base per cercare di individuare future aree problematiche, e il confronto di termografie successive con quelle di riferimento ha permesso di valutare l'effetto della protesi sul moncone.

Recentemente Cutti e al. [27], per identificare le porzioni del moncone stressate dall'invasatura, hanno utilizzato immagini termografiche, relative a diverse angolazioni, in associazione a sensori di temperatura e umidità indossabili. Lo studio condotto su 5 soggetti, amputati transtibiali, ha permesso di identificare quattro regioni principali di interesse (la rotula inferiore, gli epicondili mediali e laterali, la tuberosità tibiale) con grande ripetibilità inter-soggetto. L'utilizzo della protesi ha causato in tali regioni un incremento di temperatura del 20% ($P < 0.05$) rispetto alla condizione di riposo. Ciò ha permesso di definire un data set di riferimento iniziale per l'ottimizzazione della costruzione di protesi transtibiali.

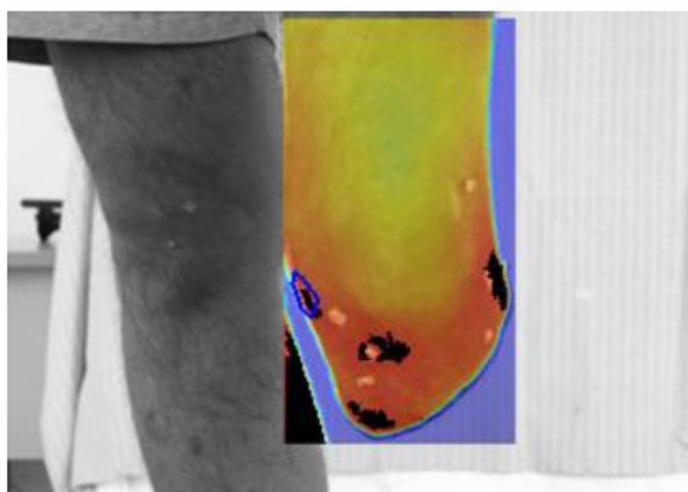


Figura 2.13 Image processing e identificazione di 4 ROI con punti caldi sull'interfaccia moncone-protesi

Walking	ROI1	ROI2	ROI3	ROI4	ROI5	MEAN	SD
area (pixels)	443.33	325.50	218.00	1268.75	141.00	479.32	455.77
Tmax (°C)	44.04	32.54	32.36	33.38	32.80	35.02	5.06
Tmin (°C)	40.17	27.14	29.83	31.68	32.04	32.17	4.88
Tm (°C)	42.77	31.49	31.89	32.74	32.59	34.30	4.77
SDt (°C)	0.55	0.88	0.32	0.25	0.14	0.43	0.29
Basal	ROI1	ROI2	ROI3	ROI4	ROI5	MEAN	SD
area (pixels)	225.50	116.50	79.50	1275.00	246.00	388.50	500.56
Tmax (°C)	32.16	31.43	32.35	44.18	31.72	34.37	5.50
Tmin (°C)	31.25	28.08	31.68	41.41	31.00	32.68	5.08
Tm (°C)	31.79	30.87	32.08	43.33	31.44	33.90	5.29
SDt (°C)	0.19	0.46	0.15	0.24	0.13	0.23	0.13
Positions	Medial condyle	Lateral condyle	Tibial tuberosity	Patella (below)	Head of the fibula		
no.-walk	3	2	2	4	1		
no.-basal	4	2	2	3	1		

Tabella 2.2 Punti caldi e relativi parametri medi

La termografia IR appare quindi un test di screening promettente per la localizzazione di aree infiammate o dolorose, sia durante la terapia fisica pre-protesi che durante l'utilizzo della protesi. In particolare può supportare lo studio del moncone e le decisioni cliniche circa il miglioramento del design dell'invaso, la localizzazione di punti dolorosi e la successiva definizione di terapie analgesiche, la localizzazione di zone infiammate così da costruire un'invasatura personalizzata, la localizzazione di fenomeni trombotici dovuti a cause vascolari periferiche.

3. LA TERMOGRAFIA 3D

Come precedentemente analizzato, la termografia standard è una tecnica non distruttiva molto utilizzata in diversi ambiti. Tuttavia essa non permette di individuare facilmente la posizione fisica dell'oggetto target e riconoscere geometrie complesse, come superfici non planari. Per superare tali problemi di visualizzazione, l'immagine IR viene registrata con l'immagine reale dell'oggetto target, individuando delle caratteristiche distintive comuni. Se si considera inoltre che, i termogrammi 2D standard sono dipendenti dalla distanza e dall'angolo tra la camera e l'oggetto osservato, appare chiaro come sia difficile ricavare misure quantitative e riproducibili o correlare due diversi termogrammi dello stesso oggetto. Da qui nasce l'esigenza di creare dei termogrammi tridimensionali, in cui per ogni punto si conoscono sia le coordinate spaziali che la relativa temperatura colore.

Per realizzare termogrammi tridimensionali è possibile seguire diversi approcci:

- Realizzare un modello tridimensionale dell'oggetto target, ed associarvi a posteriori la relativa mappa termica;
- Costruire sistemi di termografia 3D che permettono di associare direttamente ad ogni punto dello spazio il valore di temperatura letto dalla termocamera.

3.1 PANORAMICA DELLE TECNOLOGIE DI REVERSE ENGINEERING PER LA SCANSIONE TRIDIMENSIONALE DI CORPI UMANI

Ottenere una descrizione tridimensionale digitalizzata di un oggetto target è il fine ultimo dell'ingegneria inversa (*Reverse Engineering, RE*), definita a tal proposito come il processo inverso della progettazione. È una pratica oggi molto diffusa in diversi ambiti, dall'ispezione alla progettazione industriale, dalla conservazione dei beni culturali all'architettura, dalla realtà virtuale al campo medico.

Il processo di RE si articola in quattro fasi principali:

- Pianificazione dell'acquisizione;
- Acquisizione dei dati;
- Elaborazione dei dati;
- Creazione modello CAD 3D.

La prima fase è di fondamentale importanza perché riguarda la scelta del sistema ottimale di scansione. Infatti essendo molteplici le tecniche di acquisizione, la scelta deve essere influenzata dalle caratteristiche dell'oggetto in esame, quali la complessità della forma, il materiale, le caratteristiche superficiali, le dimensioni e la trasportabilità, i requisiti di accuratezza e precisione, i costi di acquisizione.

I sistemi di RE possono essere classificati in base al modo in cui vengono acquisiti i dati:

- Metodi a contatto: lo strumento di misura crea un vero e proprio contatto fisico con la superficie da rilevare. La maggiore accuratezza è fornita dalle macchine di misura a coordinate (CMM).

— Metodi senza contatto: la strumentazione sfrutta fenomeni fisici quali onde luminose, sonore od elettromagnetiche. Tra essi si distinguono i metodi ottici, che permettono di rilevare una nuvola di punti molto densa in breve tempo.

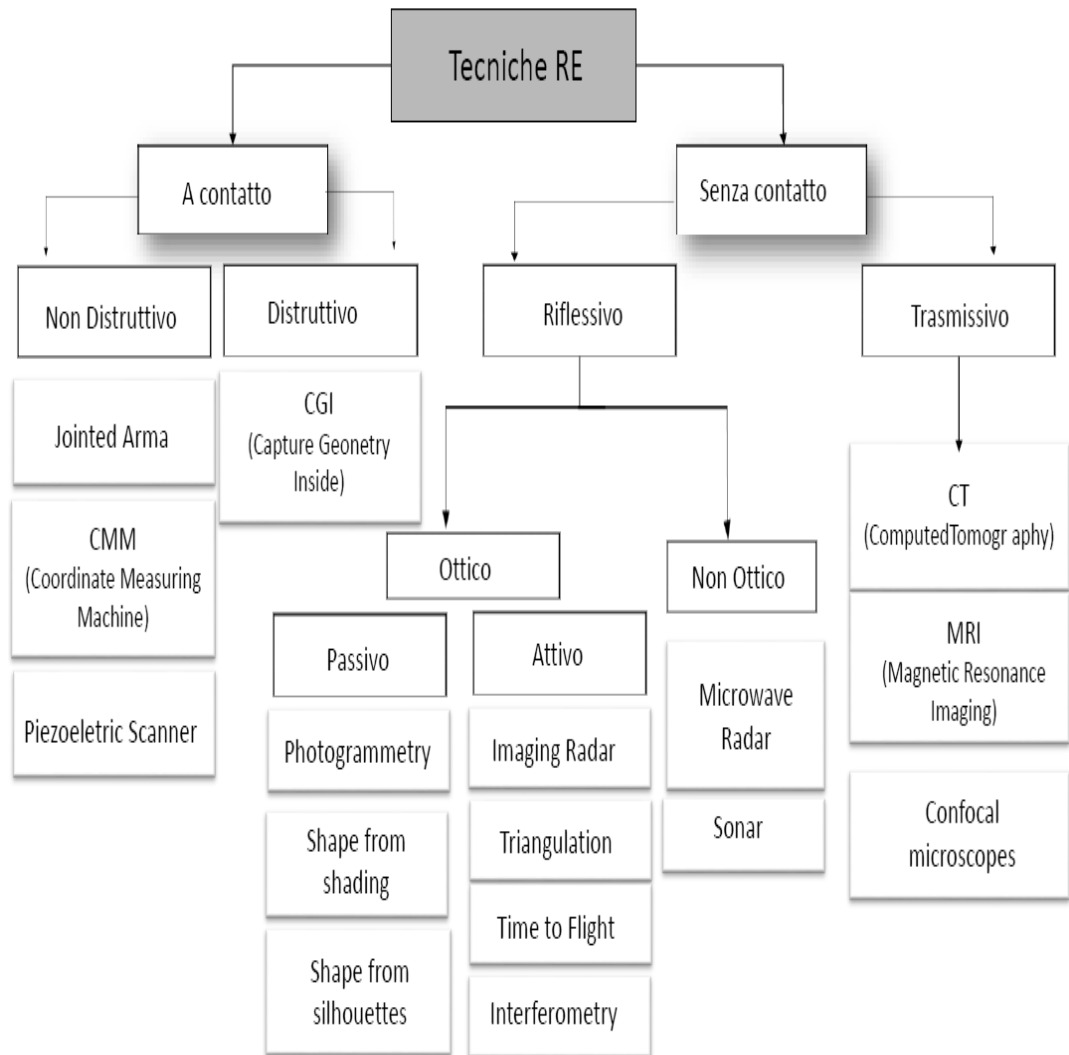


Figura 3.1 Tecniche di reverse engineering

Modelli tridimensionali realistici di corpi umani sono richiesti in molte applicazioni, si pensi all'animazione, alla realtà virtuale, all'antropometria e alla medicina, alla cosmetica, al comparto sartoriale etc. Diverse sono le considerazioni da tener presente quando l'oggetto da scansionare è una persona [28]:

- Problemi pratici (movimenti, respiro, capelli, occhi);
- Limiti fisici (statura, taglia, peso);
- Comfort del processo di scansione (postura da mantenere durante la scansione, tempo necessario, ambiente circostante);
- Approvazione della tecnologia di scansione (non nociva, sicura per gli occhi);
- Riservatezza dei dati;
- Problemi psicologici ("shock 3D", nudità).

Usare tecnologie di scansione 3D, come gli scanner a luce strutturata o i laser scanner, permette di creare modelli umani molto dettagliati. Tuttavia questi dispositivi sono molto costosi e spesso richiedono conoscenze specialistiche per il loro utilizzo. Inoltre è difficile per il soggetto stare rigidamente fermo durante il processo di acquisizione.

Un'altra soluzione per la modellazione umana sono i metodi image-based, come la fotogrammetria e lo shape from silhouette. Tali metodi utilizzano sensori low-cost ma sono costosi dal punto di vista computazionale. Inoltre non sempre è possibile ottenere modelli altamente dettagliati (soprattutto per quanto riguarda le tecniche di visual hull).

Gli ultimi anni hanno visto lo sviluppo e l'utilizzo di nuovi tipi di dispositivi, le telecamere di profondità come il Microsoft Kinect. Rispetto ai tradizionali scanner 3D sono in grado di catturare i dati di

profondità e di immagine alle frequenze video, sono compatti, poco costosi, e facili da utilizzare [29].

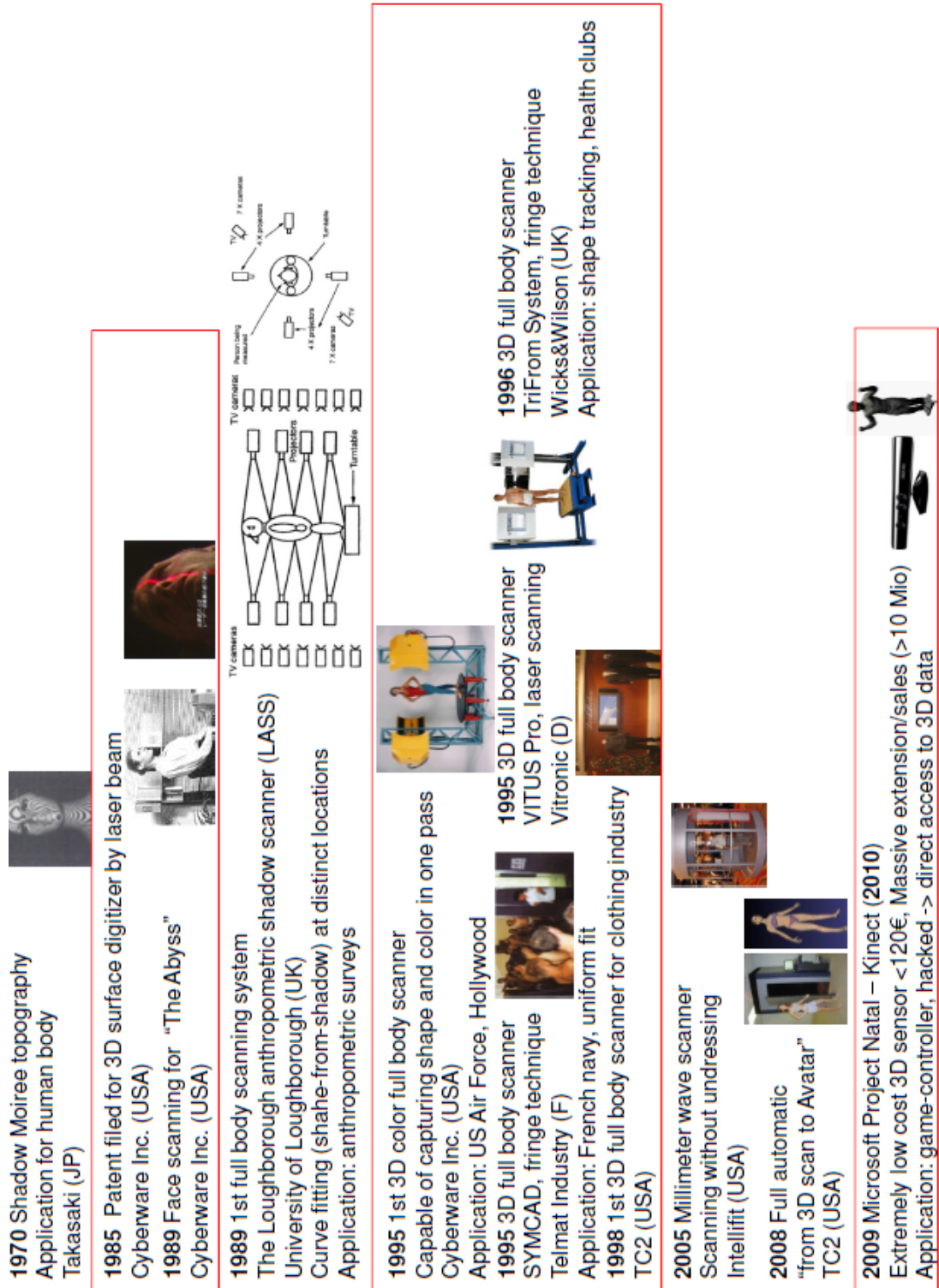


Figura 3.2 Sviluppo degli scanner per l'acquisizione di modelli umani tridimensionali.

3.2 RE E TERMOGRAFIA: FUSIONE DEI DATI A POSTERIORI

L'analisi della letteratura ha permesso di evidenziare la presenza di diverse tecniche per l'applicazione a posteriori di una texture termografica su un modello tridimensionale. In particolare è possibile distinguere:

- Metodi di integrazione basati sul texture mapping;
- Metodi di integrazione basati su registrazione di marker;
- Metodi di integrazione con sistemi di RE volumetrici (MR e CT);

3.2.1 METODI DI TEXTURE MAPPING

Un file di texture è un file immagine con estensione .jpg o .png che viene utilizzato per aggiungere colore ad un modello 3D. Alla fine del processo alle coordinate di ogni punto acquisito è associato un valore RGB.

Nelle visualizzazioni 3D spesso si utilizzano texture fotografiche riprese con un dispositivo esterno al sistema di scansione. L'immagine non referenziata richiede la definizione di alcune trasformazioni, come scaling, rotazione, traslazione o stretching, così da trovare corrispondenze tra i pixel dell'immagine e i punti acquisiti. Allo stesso modo, è possibile utilizzare immagini IR come texture di mesh tridimensionali.

Cabrelles [30] mostra un metodo per registrare in maniera accurata ed esauriente dati provenienti da un laser scanner terrestre (TLS), immagini visuali ed immagini termiche. Il TLS fornisce una nuvola di punti 3D, migliorata poi con l'integrazione dei dati fotogrammetrici. Le

immagini, sia visuali che termiche, sono state posizionate ed orientate nello spazio per la texturizzazione.

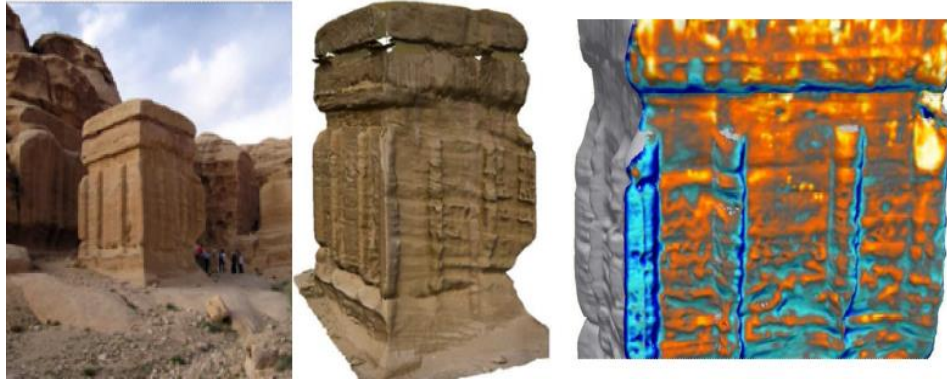


Figura 3.3 Djin Block No.9, in Petra (Jordan), sinistra: immagine del monumento; centro: superficie con texture fotografica; destra: superficie con texture termografica

3.2.2 REGISTRAZIONE CON MARKER

Un marcatore, in generale, è un punto di riferimento comune usato per l'immagine matching o per la registrazione nelle applicazioni di RE. In questo tipo di approcci, un marker visibile sia nelle immagini visuali che in quelle termiche può essere usato per effettuare una registrazione più precisa.

Esempio di applicazione è presente in Satzger [31], in cui la superficie tridimensionale di un provino viene generata attraverso un sistema a *fringe projection*. Il provino è rigidamente connesso ad una scatola di navigazione, insieme ad alcuni marker ottici visibili anche nel campo IR.

3.2.3 INTEGRAZIONE CON SISTEMI DI RE VOLUMETRICI

Nelle applicazioni biomediche sono molto utilizzati i sistemi di reverse engineering volumetrici, come la risonanza magnetica (MR) e la tomografia computerizzata (CT). Combinare in un unico dataset informazioni anatomiche e fisiologiche può essere d'aiuto nell'analisi clinica. Per tal motivo Bichinho e al. [32] hanno proposto uno strumento per combinare le immagini MR con quelle IR. Attraverso una tecnica di thresholding sono stati definiti i contorni esterni dell'oggetto a partire dal dataset MR. Successivamente è stata creata una proiezione 2D, cioè una rappresentazione della forma anatomica esterna da usare per il pixel matching con le immagini IR equivalenti. Le immagini termografiche sono state quindi proiettate sul contorno dell'oggetto.

3.3 SISTEMI DI TERMOGRAFIA 3D

Un sistema di termografia 3D è dato dalla combinazione di dispositivi di scansione 3D e termocamere, ed è in grado di fornire dati termici tridimensionali, che rappresentano quindi la distribuzione 3D della temperatura dell'oggetto desiderato.

A seconda del metodo di acquisizione 3D, i sistemi di termografia tridimensionali possono essere classificati in passivi e attivi [33].

3.3.1 METODI DI SCANSIONE PASSIVI

Esistono due approcci diversi che utilizzano i metodi di scansione passivi.

Il primo approccio utilizza una termocamera per acquisire la temperatura dell'oggetto target ed una piattaforma girevole.

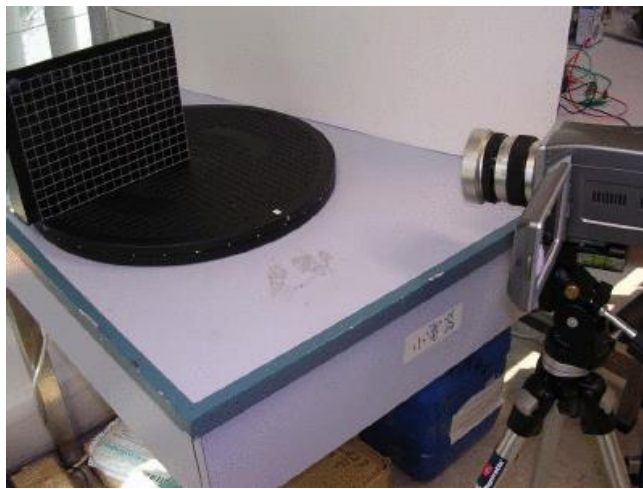


Figura 3.6 Sistema di acquisizione

Come descritto da Harry Ng e Du [34] da una sequenza di immagini termiche 2D e attraverso metodi propri della computer vision è possibile ricostruire in maniera abbastanza semplice la distribuzione di temperatura 3D. Il sistema richiede un primo step di calibrazione della termocamera (vedasi Cap.4), in modo da conoscere i parametri interni ed esterni, e successivamente applica l'algoritmo di ricostruzione. Dopo aver ottenuto la superficie sotto forma di mesh triangolare, ad ogni vertice viene attribuito il colore usando l'informazione termica dell'oggetto.

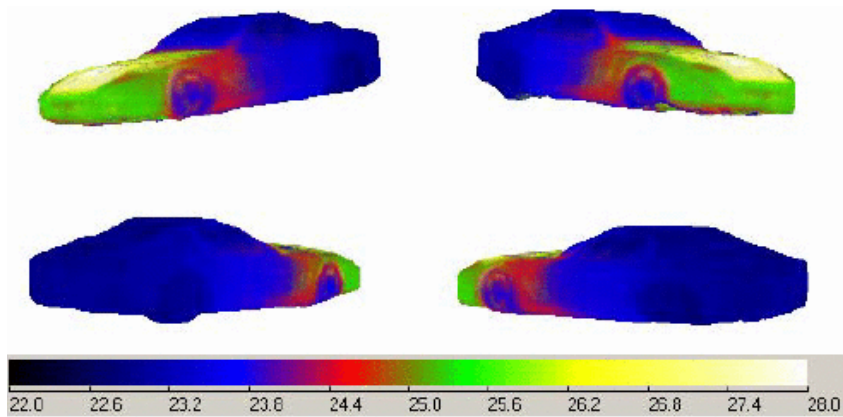


Figura 3.7 Distribuzione della temperatura 3D della carrozzeria

Il secondo approccio utilizza due camere digitali ed una camera termica. Le immagini prese con le camere digitali vengono utilizzate per estrarre coppie di punti caratteristici e calcolare i dati di superficie 3D sulla base di metodi di stereovisione. I dati di temperatura catturati con la termocamera vengono quindi mappati come texture sul modello tridimensionale. Esempio di applicazione è lo studio condotto da Ju, Nebel e Siebert [35], i quali creano un termogramma di un modello facciale standardizzato e indipendente dal punto di vista.

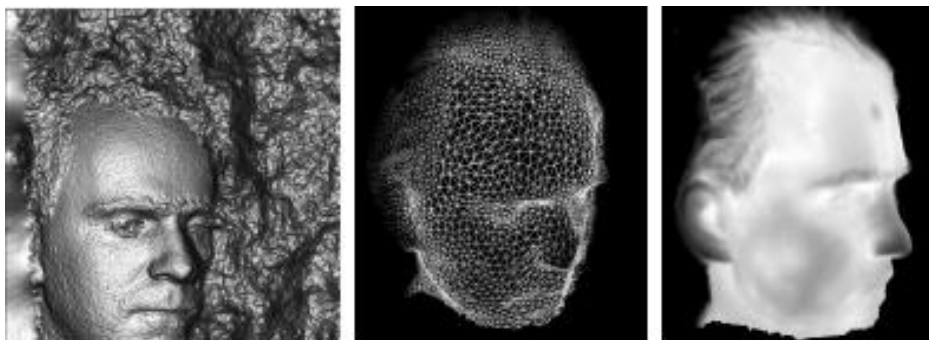


Figura 3.8 Sinistra: immagine range; centro: mesh; destra: termogramma 3D

Entrambi gli approcci passivi dipendono molto dalla texture degli oggetti e non forniscono dati 3D abbastanza accurati.

3.3.2 METODI DI SCANSIONE ATTIVI

Un'accurata superficie tridimensionale è fornita dai metodi di scansione attivi, che non si basano sulla texture delle superfici. Tra essi, quelli più diffusi prevedono l'utilizzo di luce strutturata. Tali sistemi sono generalmente costituiti da un proiettore, una o più camere digitali ed una termocamera.

Esistono tre potenziali approcci per la termografia 3D basata sulla luce strutturata.

Il primo approccio richiede l'utilizzo di uno scanner commerciale, per ottenere i dati spaziali, ed una termocamera. Gli scanner 3D sono dei sistemi chiusi con un software utente la cui implementazione non può essere manipolata. Ciò rende l'integrazione con la termocamera più difficoltosa rispetto agli altri sistemi. In aggiunta bisogna considerare che alcuni scanner emettono una luce visibile ad alta intensità che potrebbe risultare fastidiosa durante il processo di scansione su target viventi, e che i tempi necessari alla scansione rendono impossibile catturare soggetti in movimento. Un sistema integrato costituito da un laser scanner Minolta ed una termocamera è stato realizzato da Lucchi [36]. In questo caso i due dispositivi sono stati fissati l'un l'altro in maniera rigida e attraverso un processo di calibrazione manuale si è risaliti alla posizione relativa delle due ottiche. In ambiente matlab sono stati poi registrati i dati tridimensionali e quelli termografici seguendo lo schema riportato in figura.

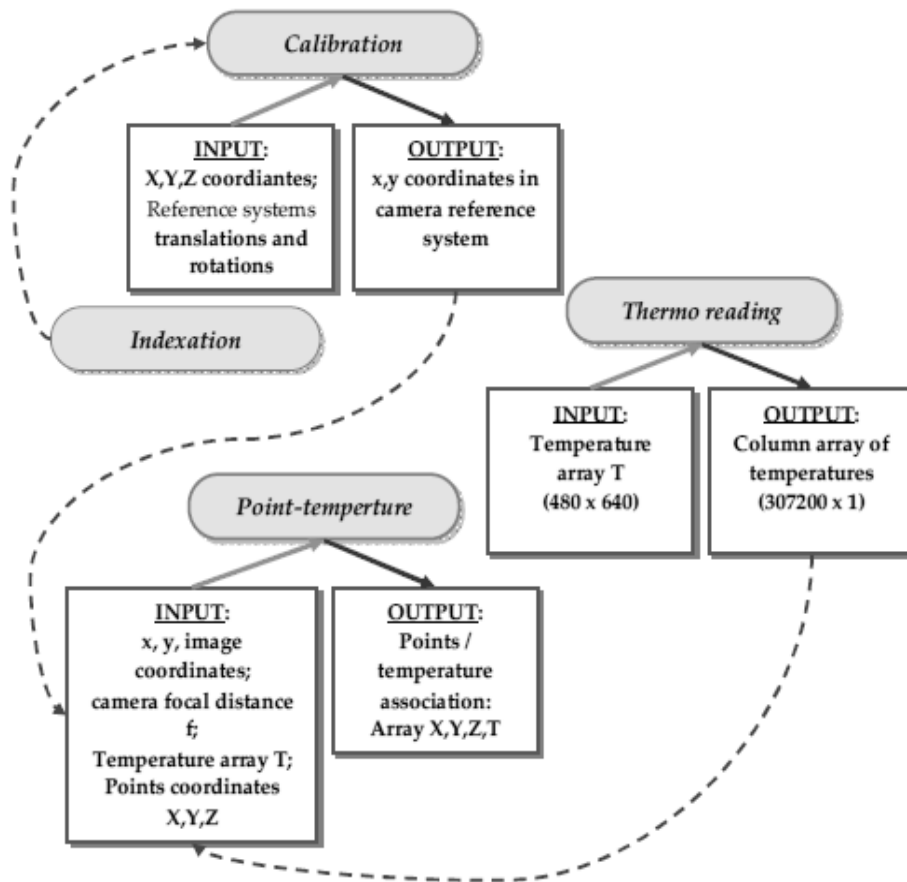


Figura 3.9 Workflow di registrazione

Il secondo approccio utilizza come scanner 3D un Microsoft Kinect e lo associa ad una termocamera. Il dispositivo è più confortevole per il paziente in quanto il proiettore utilizza una luce IR, ed inoltre, poiché lo scopo principale del Kinect è quello di catturare immagini di profondità in tempo reale, è possibile creare modelli termici 3D di oggetti in movimento. In tale contesto si inserisce il dispositivo *Heat Wave* [37] della CSIRO, vincitore del *national iAward for Research and Development 2014* e del *Queensland iAward for Research and Development 2014*. Heat wave è un piccolo dispositivo palmare in grado di generare in tempo reale il modello 3D di un oggetto o di una scena, integrando l'informazione termografica, resa per altro

indipendente dal punto di vista. E' applicato in molti settori, quali l'energetica, l'edilizia, il manifatturiero, ma anche nel campo medico.

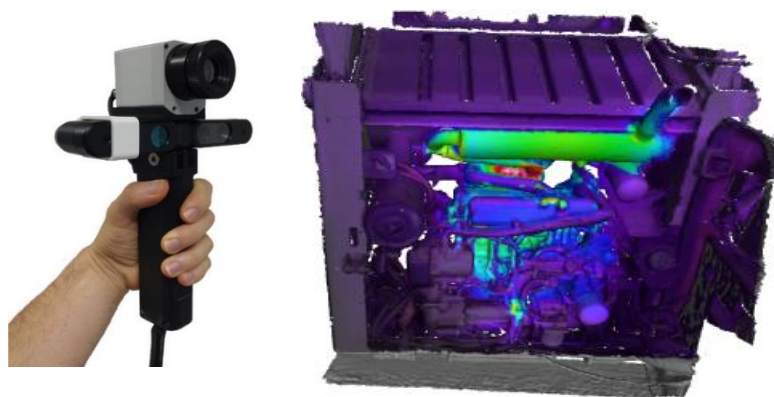


Figura 3.10 Dispositivo Heat Wave ed esempio di termogramma 3D

Infine come ultimo approccio bisogna considerare i sistemi costituiti da più dispositivi, e in particolare sistemi che prevedono l'utilizzo di videoproiettori, camere digitali e termocamere. Il videoproiettore viene utilizzato per proiettare patterns di luce strutturata sull'oggetto da scannerizzare, la camera digitale per acquisire l'immagine dell'oggetto e la termocamera per catturare i termogrammi. I tre dispositivi vengono controllati da appositi software, i quali fanno sì che tutto il lavoro avvenga in maniera sincrona. Come in tutti gli altri casi, anche tale approccio richiede come primo step la calibrazione, in modo da conoscere le proprietà fisiche dei singoli componenti e le relazioni spaziali tra essi. Tecnica di tal genere è stata messa a punto nell'università di Pisa [38] ed è stata utilizzata in studi sperimentali come supporto per la diagnosi di patologie che producono ulcerazioni e lacerazioni, ad esempio la Diabetic Foot Disease (DFD). Il sistema è composto da una camera digitale monocromatica, una termocamera FLIR A40 ed un videoproiettore, stabilmente fissati sullo stesso supporto.

4. LA CALIBRAZIONE

La calibrazione della fotocamera è uno step fondamentale nella 3D computer vision, in quanto permette di estrarre informazioni metriche del sistema di visione a partire dalle immagini 2D.

Prima di esaminare le diverse tecniche di calibrazione, è utile richiamare il modello della camera oscura (*pinhole model*) che, a dispetto della sua semplicità, riesce a schematizzare abbastanza bene un generico sistema di visione CCD.

4.1 IL MODELLO PINHOLE

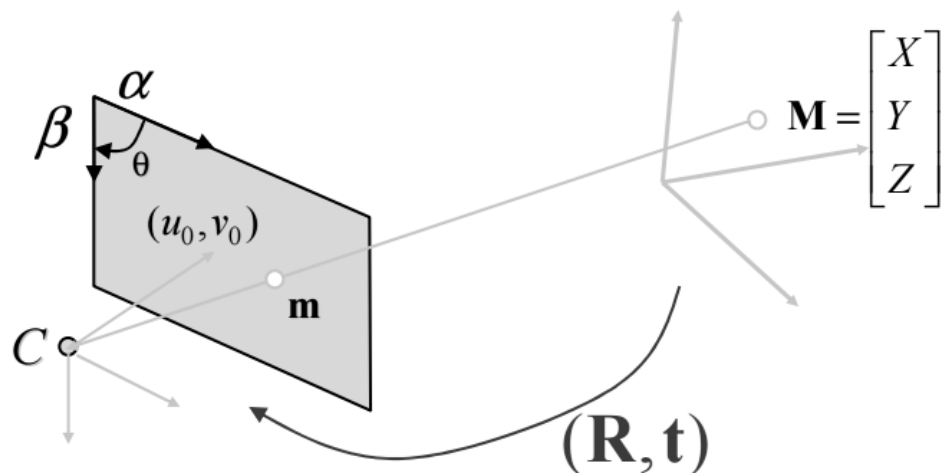


Figura 4.1 Modello della camera oscura. Per scopi illustrativi il piano immagine è posizionato tra la scena e il centro ottico, ma ciò è matematicamente equivalente alla condizione reale nella quale il piano immagine è dall'altro lato rispetto al centro ottico.

Un punto 2D è denotato da $m = [u, v]^T$; un punto 3D è denotato da $M = [X, Y, Z]^T$. Aggiungendo l'unità all'ultimo elemento si ottengono i vettori aumentati: $\tilde{m} = [u, v, 1]^T$ e $\tilde{M} = [X, Y, Z, 1]^T$.

Con il modello della camera oscura, l'immagine del punto 3D M , denotata con m , è formata da un raggio ottico che da M passa attraverso il centro ottico C e interseca il piano immagine. I tre punti M , m , e C sono collineari. La relazione tra il punto 3D M e la sua proiezione m è data da:

$$s\tilde{m} = A[R \ t]\tilde{M} \equiv P\tilde{M}$$

$$\text{dove } A = \begin{bmatrix} \alpha & \gamma & u_0 \\ 0 & \beta & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\text{e } P = A[R \ t]$$

dove s è un fattore di scala arbitrario, (R, t) , detti *parametri estrinseci*, sono la rotazione e la traslazione che correlano il sistema di coordinate globali a quello della camera, e A è detta *matrice di camera intrinseca*, con (u_0, v_0) coordinate del punto principale, cioè il punto di intersezione tra l'asse ottico e il piano immagine, α e β rappresentano la lunghezza focale espressa in pixel orizzontali e verticali, e γ (*skew*) il parametro che descrive l'inclinazione dei due assi dell'immagine (cioè gli assi del sistema di riferimento del sensore). La matrice P 3×4 è detta *matrice di proiezione* e unisce i parametri intrinseci ed estrinseci. Nella Fig. 4.1, l'angolo tra i due assi immagine è denotato con θ , e si ha che $\gamma = \alpha \cot \theta$. Se i pixel sono rettangolari, allora $\theta = 90^\circ$ e $\gamma = 0$ [38].

4.2 CARATTERISTICHE DI UN SISTEMA REALE: LE DISTORSIONI

In un sistema di visione reale bisogna considerare che le lenti introducono degli effetti di distorsione. In particolare si ha un effetto di distorsione primario, la *distorsione radiale*, dovuta alla curvatura delle lenti, ed un effetto di distorsione secondario, la *distorsione tangenziale*, dovuta al decentramento dei componenti delle lenti e a difetti di produzione.



Figura 4.2 Esempi di distorsione

Tali fenomeni vengono modellati tramite una relazione non lineare, dipendente dalla distanza r dal centro di distorsione $(\tilde{x}_c, \tilde{y}_c)$, tra i punti effettivamente osservati sul piano immagine:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = L(r) \begin{pmatrix} \tilde{x} \\ \tilde{y} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} d\tilde{x} \\ d\tilde{y} \end{pmatrix}$$

$$\text{dove } r = \sqrt{(\tilde{x} - \tilde{x}_c)^2 + (\tilde{y} - \tilde{y}_c)^2}$$

$L(r)$ è la funzione di distorsione radiale. Essendo non lineare tipicamente viene approssimata tramite il suo sviluppo di Taylor:

$$L(r) = 1 + k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6 + \dots$$

Il vettore di distorsione tangenziale viene invece approssimato con:

$$\begin{pmatrix} d\tilde{x} \\ d\tilde{y} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2p_1 \tilde{x} \tilde{y} + p_2 (r^2 + 2\tilde{x}^2) \\ p_1 (r^2 + 2\tilde{y}^2) + 2p_2 \tilde{x} \tilde{y} \end{pmatrix}$$

I fenomeni di distorsione non modificano la forma della *matrice di proiezione* P , che si basa solo sul modello pinhole puro, ma vanno ad ampliare e completare l'insieme dei parametri intrinseci del modello standard.

Il modello di formazione dell'immagine prevede quindi i seguenti passi:

1. Passare dal sistema di riferimento 3D globale a quello 3D standard della camera, come indicato dagli estrinseci;
2. Proiettare prospetticamente, ovvero dividere per la terza coordinata;
3. Applicare le deformazioni dovute al modello delle lenti;
4. Passare dal sistema di riferimento 2D standard a quello in coordinate pixel, secondo la matrice degli intrinseci.

4.3 TECNICHE DI CALIBRAZIONE

La calibrazione consiste quindi nella stima il più possibile accurata dei parametri che definiscono la trasformazione di un oggetto nello spazio 3D nella sua immagine 2D. Idea di base di ogni algoritmo di calibrazione è riscrivere l'equazione della proiezione prospettica come un sistema lineare le cui incognite sono i parametri. La risoluzione è possibile se si conosce la corrispondenza tra proiezioni 2D e punti 3D di coordinate note. Tali corrispondenze sono fornite dall'utilizzo di oggetti di forma nota (scacchiere, pattern ripetitivi...).

A seconda delle dimensioni dell'oggetto di calibrazione, le tecniche possono essere così classificate [38]:

1. *Calibrazione con oggetto di riferimento 3D*

La calibrazione della camera viene eseguita osservando un oggetto di calibrazione la cui geometria nello spazio 3D è nota con grande precisione. Generalmente l'oggetto di calibrazione

è formato da due o tre piani tra loro ortogonali. Tale approccio garantisce una calibrazione molto efficiente ma richiede un apparato costoso e un setup elaborato.

2. *Calibrazione basata su un piano 2D*

Le tecniche di questa categoria richiedono l'osservazione di un pattern planare mostrato in diversi orientamenti. La possibilità di poter realizzare personalmente il proprio pattern di calibrazione rende l'applicazione di tali tecniche molto semplice.

3. *Calibrazione basata su una linea 1D*

Gli oggetti di calibrazione usati in questa categoria sono composti da un set di punti collineari. Una fotocamera può essere calibrata osservando una linea che si muove attorno ad un punto fisso.

4. *Auto-calibrazione*

Le tecniche di questa categoria non utilizzano nessun oggetto di calibrazione, e possono essere considerate degli approcci 0D in quanto richiedono solo corrispondenze di punti. Non essendo necessari oggetti di calibrazione, bisogna stimare un gran numero di parametri, rendendo il problema matematico molto complesso.

E' importante sottolineare come nessuna tecnica di calibrazione sia migliore delle altre in assoluto. La scelta dipende dalla situazione specifica. In generale però è preferibile utilizzare un'auto-calibrazione solo quando la pre-calibrazione è impossibile, e tra le tecniche di pre-calibrazione, nella maggior parte dei casi, la calibrazione con un oggetto bidimensionale rappresenta un buon compromesso tra accuratezza e semplicità.

4.4 CALIBRAZIONE CON PATTERN PLANARI: UN ALGORITMO DI ESEMPIO

Esistono diversi approcci che permettono di calcolare i parametri intrinseci ed estrinseci di una camera a partire dalle immagini di un pattern planare orientato nello spazio. Tra i più diffusi vi sono *l'algoritmo di Tsai* [39] e la *tecnica di calibrazione di Zhang*, della quale segue una schematizzazione (per una visione dettagliata si rimanda all'articolo [38]).

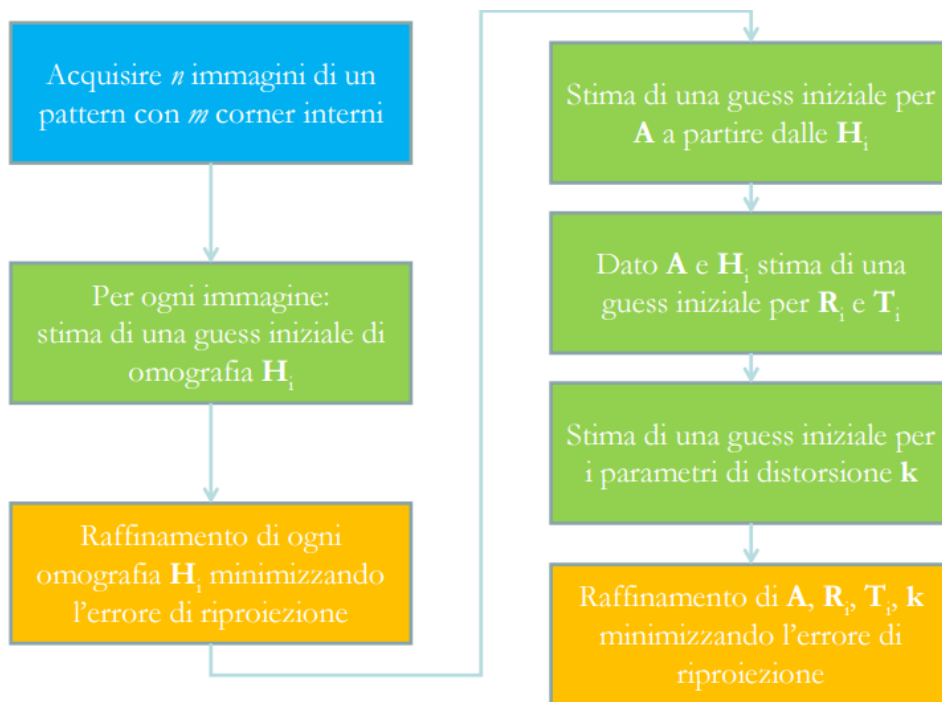


Figura 4.3 Metodo di Zhang

Il metodo di Zhang presuppone che siano noti:

- il numero di corner interni della scacchiera piana, diversi lungo le due dimensioni;
- la lunghezza del lato dei quadrati che la compongono.

Attraverso algoritmi standard, come l'*Harris corner detector*, vengono facilmente rintracciati gli angoli interni della scacchiera. In ogni frame si fissa il sistema di riferimento 3D nell'angolo in alto a sinistra della scacchiera con il piano $z=0$ coincidente con il pattern, e gli altri due assi orientati come la scacchiera, così da mantenere sempre la stessa associazione tra assi e dimensioni della scacchiera.

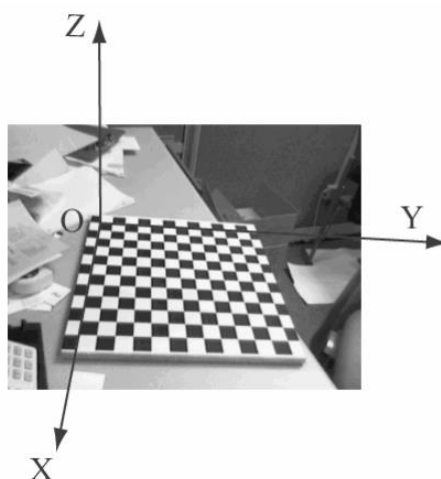


Figura 4.4 Impostazione del sistema di riferimento

Per derivare i parametri vengono effettuati due passi:

- ottimizzazione lineare per ottenerne una stima iniziale;
- ottimizzazione non lineare per ottenerne il raffinamento.

Esistono diversi tools standard che implementano questi algoritmi di calibrazione, permettendo quindi di ricavare in maniera facile e veloce i parametri del proprio sistema di visione. Ne sono esempio OpenCV e Matlab Camera Calibration Toolbox.

5. MATERIALI E METODI

5.1 OBIETTIVO DEL PROGETTO DI TESI

Spesso l'utilizzo della protesi è associato alla comparsa sul moncone del paziente di specifiche aree infiammate e dolorose. Studi precedenti [27] dimostrano come le immagini termografiche siano uno strumento di screening funzionale al rilevamento di tali hot spot. Tuttavia la termografia bidimensionale non permette di ottenere una buona localizzazione anatomica dei punti di interesse, diversamente da quanto si potrebbe ricavare con un'analisi tridimensionale. Pertanto con lo scopo di realizzare in maniera semplice e low-cost termogrammi tridimensionali, nel presente studio di tesi si sono sperimentate ed unite tra loro diverse tecniche di computer-vision, valutandone l'adattabilità allo studio dell'interfaccia moncone-protesi d'arto inferiore, ed in particolare all'analisi quantitativa della distribuzione delle temperature subito prima e subito dopo l'utilizzo della protesi.

Dopo aver analizzato la letteratura ed aver messo a confronto i materiali necessari con quelli disponibili in laboratorio, sono state selezionate tre diverse metodologie:

1. *Space Carving* per ottenere direttamente un termogramma 3D;
2. Tecniche di *Structure from Motion* per ottenere la superficie tridimensionale + *tecniche di texturizzazione* per l'integrazione dei dati termografici;
3. Scansione mediante *Microsoft Kinect* per ottenere la superficie tridimensionale + *tecniche di texturizzazione* per l'integrazione dei dati termografici.

Nella figura seguente sono evidenziati per ogni metodologia i materiali e i metodi da applicare.

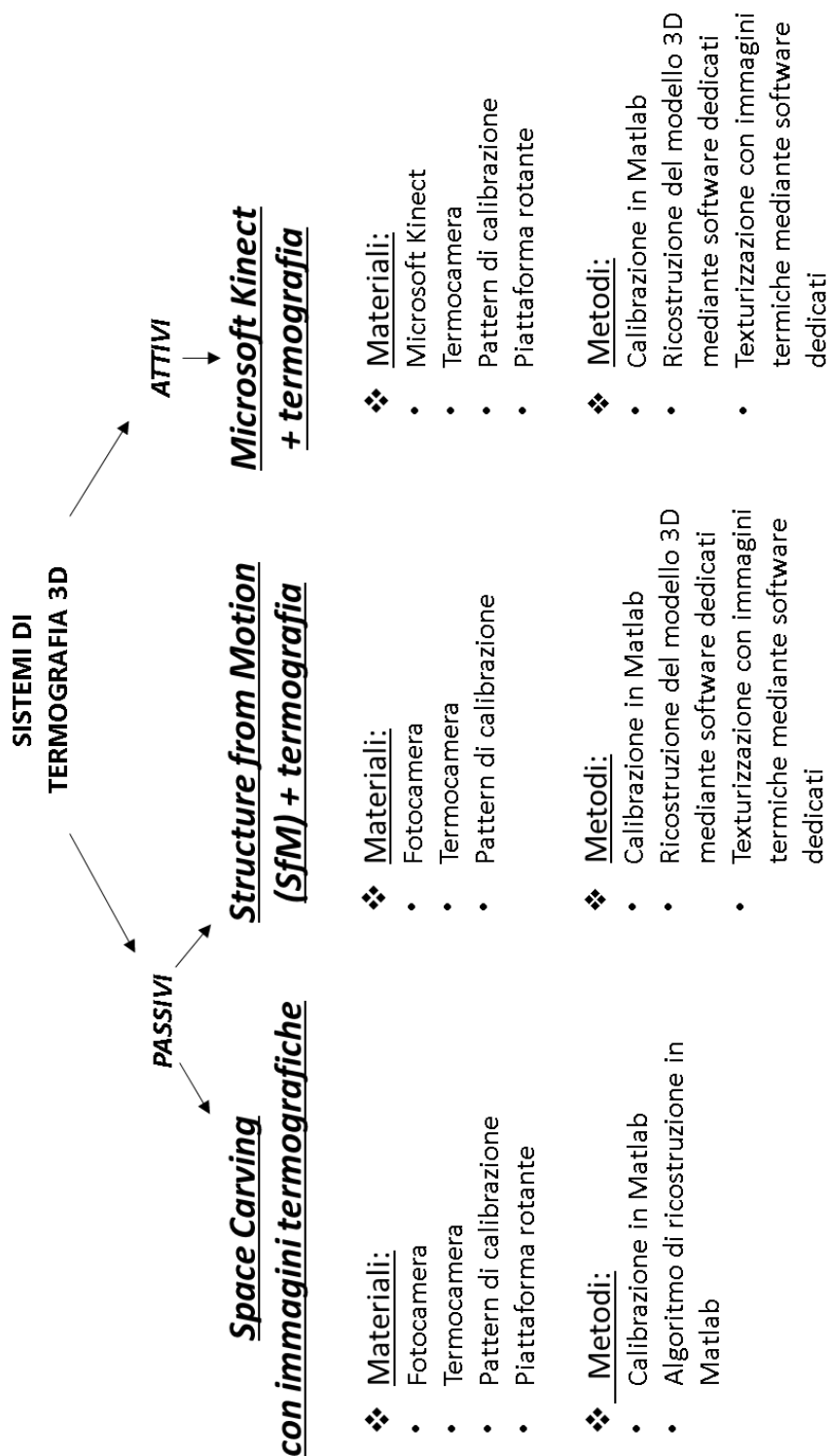


Figura 5.1 Focus materiali-metodi

5.2 STRUMENTAZIONE

5.2.1 LA TERMOCAMERA

La termocamera utilizzata per le acquisizioni è il modello FLIR A325, presente nel laboratorio di Analisi del Movimento del Centro Protesi INAIL di Vigorso di Budrio (BO).

Il rilevatore è un Focal Plane Array microbolometrico non raffreddato con una risoluzione di 320x240 pixel. Il range termico va da -20 a 120°C , il range spettrale da 7.5 a $13\ \mu\text{m}$, mentre l'accuratezza è del 2%.



Imaging and optical data	
Field of view (FOV) / Minimum focus distance	25° × 18.8° / 0.4 m (1.31 ft.)
Focal length	18 mm (0.7 in.)
Spatial resolution (IFOV)	1.36 mrad
Lens identification	Automatic
F-number	1.3
Thermal sensitivity/NETD	< 0.05°C @ +30°C (+86°F) / 50 mK
Image frequency	60 Hz
Focus	Automatic or manual (built in motor)
Detector data	
Focal Plane Array (FPA) / Spectral range	Uncooled microbolometer / 7.5–13 μm
IR resolution	320 × 240 pixels
Detector pitch	25 μm
Detector time constant	Typical 12 ms
Measurement	
Object temperature range	-20 to +120°C (-4 to +248°F) 0 to +350°C (+32 to +662°F)
Accuracy	±2°C (±3.6°F) or ±2% of reading

Tabella 5.1 Caratteristiche tecniche della termocamera

La termocamera si collega tramite cavo USB al PC su cui è installato il software per l'elaborazione delle immagini, *Flir R&D software 1.2*. Il programma permette di visualizzare in real time le immagini acquisite dalla termocamera e di impostare il range di temperature di interesse. E' possibile inoltre modificare a posteriori diversi parametri, come l'emissività, l'umidità e la temperatura dell'ambiente, la trasmissione atmosferica e ottica. I dati acquisiti possono essere esportati sia sotto forma di matrice di temperature che in immagini jpeg.

5.2.2 LA FOTOCAMERA

Per effettuare le acquisizioni nel visibile è stata utilizzata una fotocamera digitale standard, la Canon PowerShot SX120 IS. Tra le caratteristiche principali riportiamo:

- Sensore CCD da 1/2,5”;
- 10 Megapixel effettivi;
- Zoom ottico 10x, digitale circa 4x.

5.2.3 MICROSOFT KINECT

Microsoft Kinect è uno strumento nato sostanzialmente per rilevare i movimenti del giocatore di una console game e trasferirli al sistema in modo che una persona possa comandare il proprio avatar in un videogioco o trasmettere i movimenti a un programma interattivo. La piattaforma di Microsoft si è però dimostrata un ottimo strumento in grado di rilevare la sagoma e la superficie degli oggetti per creare dei modelli 3D. Il Kinect contiene una telecamera RGB caratterizzata da una risoluzione di 640×480 pixel, e un'ulteriore telecamera, dalla risoluzione di 320×240 pixel, sensibile soltanto agli infrarossi. Tale telecamera rileva le immagini prodotte dalla riflessione dei raggi IR proiettati sulla scena dall'apposito proiettore agli infrarossi, che è

integrato nel pannello frontale del dispositivo. Oltre ai sensori video, in Kinect sono presenti un accelerometro triassiale per rilevare vibrazioni e movimenti, e quattro microfoni utilizzati per la calibrazione dell'ambiente in cui si trova. La connessione con il mondo esterno avviene per mezzo di un cavo simile a quello USB ed un adattatore che fornisce alimentazione ausiliaria di 12V.



Figura 5.3 Microsoft Kinect for Xbox360

Per usare Kinect come scanner 3D, l'hardware occorrente è solo quello riguardante le telecamere, il proiettore agli infrarossi e gli accelerometri. Il proiettore ad IR proietta nello spazio di fronte ad esso un pattern ben preciso costituito da una miriade di punti equidistanziati e ne rileva l'immagine. Da essa Kinect determina le distanze tra i vari punti ricavando quindi distanza e inclinazione dell'oggetto illuminato. Poiché il fascio IR parte da un'area ristretta e si allarga man mano che la distanza aumenta, laddove risulta che i punti sono molto vicini significa che l'oggetto è prossimo al sensore [40].

5.3 LA CALIBRAZIONE DELLE OTTICHE

Funzionale alla ricostruzione di termogrammi tridimensionali è la calibrazione, metodo adottato in ognuna delle tecniche sperimentate, (come visibile in Fig. 5.1) seppure con scopi diversi. Infatti se con lo *Space Carving* ha permesso di stimare i parametri interni ed esterni necessari alla ricostruzione della scena tridimensionale, negli altri casi

è stata utilizzata per la rimozione dell'effetto della distorsione delle lenti dalle immagini.

Come ovvio il procedimento è stato eseguito sia per la fotocamera che per la termocamera, ed in entrambi i casi si è utilizzata la Camera Calibrator App di Matlab.

5.3.1 PREPARAZIONE DEL PATTERN, DELLE OTTICHE E DELLE IMMAGINI

Come pattern bidimensionali per la calibrazione sono state realizzate due scacchiere, una per la fotocamera e l'altra per la termocamera. Le scacchiere hanno entrambe quadrati delle stesse dimensioni ($30 \times 30 \text{ mm}$), sono rettangolari e con un numero di quadrati pari su di un lato e un numero di quadrati dispari sull'altro, così che l'algoritmo possa determinare correttamente l'orientamento del pattern. Differiscono invece per i materiali di costruzione:

- Pattern classico: scacchiera stampata su foglio di carta A4 e fissata su un pannello rigido;
- Pattern termico: scacchiera costituita dalla sovrapposizione di due materiali con diverse proprietà termiche. Il pannello di base, polipropilene termoformabile (modulo elastico di flessione circa 1200 MPa), assolve la doppia funzione di supporto rigido e prima tipologia di quadrati; su di esso è stata sovrapposta una griglia di materiale plastico realizzata mediante stampante 3D, costituita dalla seconda tipologia di quadrati collegati mediante ponti. Scaldando per sfregamento la griglia assorbe calore al contrario del polipropilene. Ciò fa sì che la termocamera riesca ad evidenziare il pattern a scacchiera.

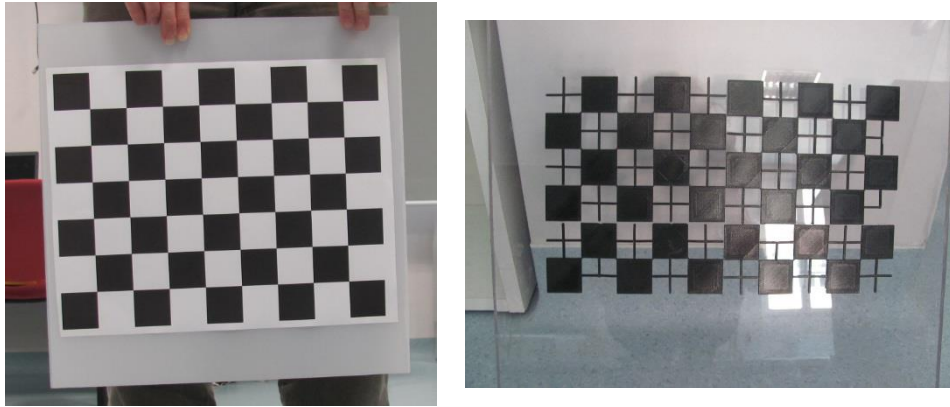


Figura 5.4 Pattern classico e pattern termico

Le ottiche sono state messe a fuoco e tra uno scatto e l'altro non è stato modificato lo zoom per non variare la lunghezza focale. Per avere una buona calibrazione sono state utilizzate più di 10 immagini, in ognuna delle quali il pattern è stato posto ad una distanza pari circa a quella tra ottica e oggetto di interesse utilizzata successivamente. Per ogni immagine si è fatto assumere al pattern un diverso orientamento rispetto alla camera, con l'accortezza di mantenere un angolo minore di 45° tra il piano della scacchiera e quello dell'ottica.

5.3.2 CALIBRAZIONE E VALUTAZIONE DEI RISULTATI

Una volta aggiunte le immagini e impostata la lunghezza del quadrato componente la scacchiera (30 mm), l'algoritmo ha proceduto con l'elaborazione, individuando i corner presenti e impostando il sistema di riferimento.

Si è proceduto quindi con la calibrazione scegliendo di calcolare solo due coefficienti per la distorsione radiale (polinomio di correzione del quarto ordine), in quanto il FOV delle camere non è così grande da richiedere un polinomio del sesto ordine, e tralasciando il calcolo dello

skew e della distorsione tangenziale. L'accuratezza della calibrazione è stata valutata esaminando:

- errori di riproiezione: distanza in pixel tra i corner individuati nella fase iniziale e quelli calcolati proiettando i punti della scacchiera in coordinate globali nelle coordinate immagine. Con errori di riproiezione minori di un pixel la calibrazione è stata considerata buona;
- parametri estrinseci dell'ottica;
- visualizzazione dell'immagine corretta dalle distorsioni.

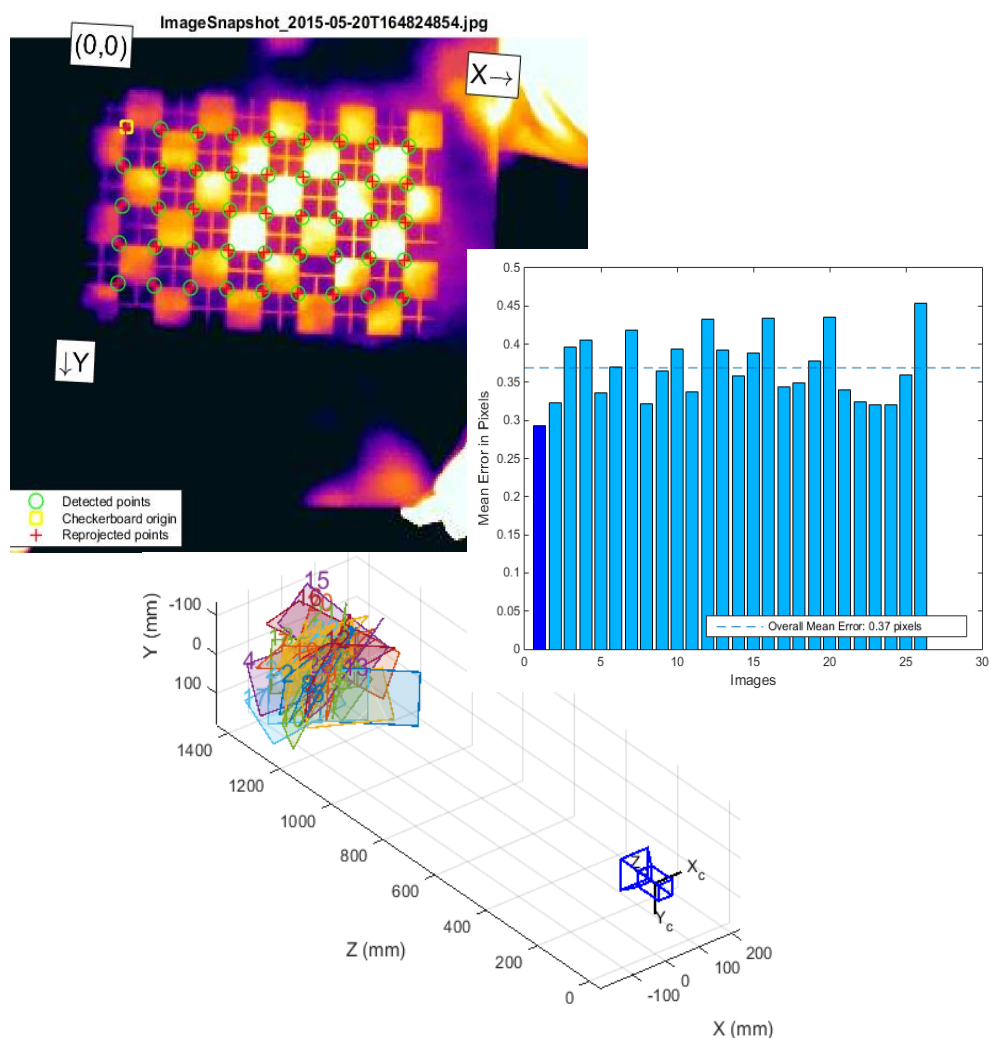


Figura 5.5 Immagine elaborata, errori di riproiezione, visualizzazione parametri estrinseci

5.4 DESCRIZIONE DELLE TECNICHE SPERIMENTATE

Come precedentemente introdotto sono state sperimentate tre diverse metodologie con il fine ultimo di realizzare in maniera semplice e low-cost un termogramma tridimensionale.

L'idea di base era quella di provare a ricostruire il termogramma 3D utilizzando solamente le immagini termiche, così da associare direttamente alla superficie tridimensionale il valore termico. Ciò ha condotto alla sperimentazione di un semplice approccio di space-carving. Le difficoltà incontrate hanno spinto poi alla divisione del problema in due fasi: ricostruzione del modello tridimensionale e associazione a posteriori della texture termografica. In tale contesto si inseriscono l'approccio della Structure from Motion e l'utilizzo di Kinect.

5.4.1 SPACE-CARVING

L'approccio dello “*space-carving*” o della “*shape-from-silhouettes*” consiste nell'andare ad eliminare da un volume iniziale di voxel tutti quelli che cadono esternamente alle silhouettes delle immagini a disposizione. In particolare si pone su una piattaforma girevole l'oggetto da esaminare, mentre il sistema di ripresa viene mantenuto in una postazione frontale e fissa. Le immagini relative alle diverse visuali vengono convertite in silhouettes ed utilizzate come “maschere”, così da ottenere la forma tridimensionale dell'oggetto target a partire da una massa di voxel posta al centro della scena virtuale. Ovviamente per far ciò è necessario conoscere per ogni immagine la posizione relativa dell'oggetto rispetto alla camera.

La figura seguente mostra gli input necessari all'algoritmo per ottenere in uscita il termogramma tridimensionale.

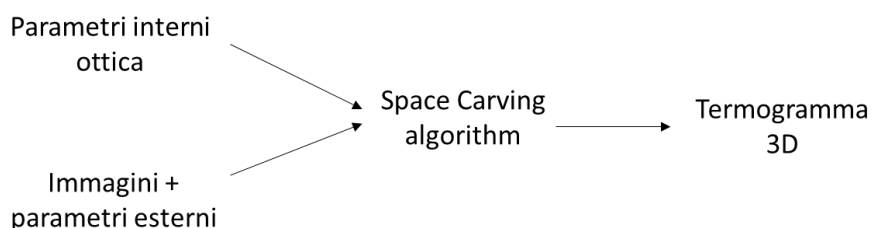


Figura 5.6 Input-output algoritmo space-carving

Nella fase di pianificazione si è deciso di:

- sperimentare il metodo utilizzando delle immagini fotografiche e passare alle immagini termografiche solo dopo la verifica della riuscita dell'algoritmo;
- sistemare un oggetto target di prova, in particolare una protesi, al centro di una piattaforma girevole. L'asse di rotazione della piattaforma e il centro dell'ottica sono stati posti ad una distanza di circa 120 cm;
- scattare 36 foto, una ogni 10 gradi di rotazione della piattaforma;
- rendere il background il più uniforme possibile, in modo da facilitare la conversione delle immagini in silhouettes.
- utilizzare come ambiente di sviluppo per l'algoritmo di space-carving Matlab.

Il punto di partenza è stato la calibrazione dell'ottica. Grazie all'utilizzo del pattern a scacchiera e della Camera Calibrator App di Matlab si sono potuti ricavare i parametri intrinseci della camera, e quindi la matrice dei parametri interni A .

Fondamentale è stato anche il calcolo dei parametri esterni da associare a ciascuna immagine. A tale scopo si sono fissati innanzitutto i sistemi di riferimento:

- SdR di camera: sulla base del modello pinhole e dei risultati ottenuti dalla calibrazione si è posto l'origine del sistema di coordinate ortogonali (X_c, Y_c, Z_c) nel centro ottico O_c , con Z_c , l'asse principale, puntante nella direzione di vista dell'ottica.

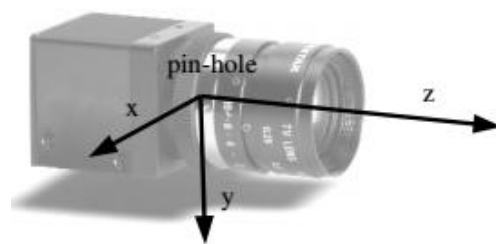


Figura 5.6 SdR di camera

- SdR pedana: sistema di coordinate ortogonali (X_p, Y_p, Z_p) con Z_p coincidente con l'asse di rotazione della piattaforma e X_p nella stessa direzione di Z_c ma con verso opposto. L'origine O_p è stata posta in modo da individuare il centro dell'ottica O_c come un punto di coordinate $(d, 0, 0)$.

Appare quindi chiaro come i parametri estrinseci relativi alla prima immagine, quando ancora non è stata compiuta nessuna rotazione ($\theta = 0$), siano:

$${}^c_p R_{\theta=0} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \\ -1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \text{ e } {}^c_p T = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ d \end{bmatrix}$$

Per quanto riguarda le altre visuali, considerando di effettuare delle rotazioni antiorarie attorno all'asse Z_p , si ha:

$${}^C_P R_{\vartheta} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \\ -1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\vartheta) & \sin(\vartheta) & 0 \\ -\sin(\vartheta) & \cos(\vartheta) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} e$$

$${}^C_P T = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ d \end{bmatrix}$$

con $\vartheta = 10^\circ$ per la seconda immagine, $\vartheta = 20^\circ$ per la terza, e così via fino a $\vartheta = 350^\circ$ per l'ultima visuale.

Una volta definiti tutti gli input si è potuto avviare il processo di ricostruzione della scena tridimensionale.

- 1° STEP: Ad ogni immagine i -esima è stata associata la matrice di calibrazione P_i , andando a combinare i parametri interni e quelli esterni

$$P_i = A \begin{bmatrix} {}^C_P R_{\vartheta_i} & {}^C_P T \end{bmatrix}$$

- 2° STEP: Ogni immagine è stata convertita in immagine binaria⁴ per ottenerne la silhouette. Nella sperimentazione, fatta solamente con la fotocamera, sono stati utilizzati algoritmi di blue-screen background e alcuni operatori morfologici (*imclearborder*, *bwareaopen*) per eliminare i contorni. E' di fondamentale importanza evitare che compaiano dei buchi nelle silhouette poiché sarebbero causa di carving impropri dal volume di voxel;
- 3° STEP: Dall'analisi dello spazio attraversato dalle telecamere e dalla loro direzione principale di vista si è individuato lo spazio occupato dall'oggetto target, in cui inserire il volume di voxel;
- 4° STEP: Creazione del voxel array come griglia tridimensionale di elementi;

⁴ Immagine digitale che ha due possibili valori per ogni pixel, 0 e 1. I colori tipicamente usati sono bianco e nero, il bianco è usato per i soggetti in primo piano, il nero per lo sfondo.

- 5° STEP: Proiezione delle silhouettes sul volume con conseguente carving dei punti esterni alla maschera;
- 6° STEP: Colorazione del modello tridimensionale assegnando ad ogni vertice il colore relativo al pixel più vicino dell'immagine con vista migliore.

5.4.2 RICOSTRUZIONE 3D MEDIANTE STRUCTURE FROM MOTION

Con “Structure from Motion” (SfM) si identificano una serie di approcci che permettono di ricostruire, a partire da immagini fotografiche bidimensionali, nuvole di punti tridimensionali, le quali poi, attraverso processi di triangolazione, vengono trasformate in superfici 3D.

La figura seguente schematizza gli step necessari alla ricostruzione del modello 3D di base.

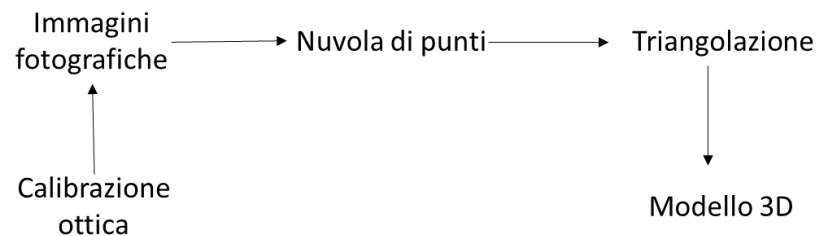


Figura 5.7 Step per la ricostruzione 3D mediante immagini fotografiche

Per quanto riguarda la ripresa delle immagini, sono state adottati degli accorgimenti, come da istruzione:

- Non è stato utilizzato lo zoom;
- Le foto sono state acquisite spostandosi attorno all'oggetto in tutti i 360°, facendo in modo che ogni sua porzione comparisse in almeno 3 scatti e che foto adiacenti avessero un margine di sovrapposizione del 60%;

- Si è cercato di avere la giusta illuminazione, in quanto sia penombra che illuminazione eccessiva comportano risultati scadenti.

Prima di iniziare il processo di ricostruzione tridimensionale si è deciso di correggere la distorsione delle immagini in ambiente Matlab. Ciò è stato possibile grazie alla conoscenza, data dal processo di calibrazione, dei parametri interni della fotocamera e dei coefficienti di distorsione radiale.

Per passare dalle immagini ad una nuvola di punti densa si sono utilizzati approcci molto comuni della SfM: Bundler, Clustering views for Multi-View Stereo (CMVS) e Patch-based Multi-View Stereo (PMVS). In particolare è stato utilizzato il software open source *Python Photogrammetry Toolbox (PPT)* [41] ideato da Pierre Moulon, che combina i tre sistemi in modo tale che l'informazione passi correttamente da un programma all'altro. Il software riduce l'intero processo a due comandi: calibrazione della camera e ricostruzione della nuvola di punti 3D densa, e permette una facile interazione grazie alla GUI (*PPT-GUI*).

Dopo aver copiato tutte le immagini in una cartella, il cui nome non presenta spazi e caratteri speciali, si è aperto il PPT e si è proceduto secondo i seguenti step:

- *1° STEP*: in "Run Bundler" si è aggiunto il percorso alla cartella contenente le immagini. Come tecnica per l'estrazione delle caratteristiche si è scelto VLFEAT, in quanto open source ed in grado di fornire risultati accurati. Per ridurre il tempo di calcolo e diminuire la densità della nuvola di punti si sono ridimensionate le immagini effettuando uno scaling di 0.5. Il ridimensionamento e il fattore di scala comunque dipendono

molto dalle prestazioni del computer. Si è quindi avviato Bundler.

Bundler, prendendo in ingresso le immagini e informazioni come la larghezza del sensore CCD e la lunghezza focale, effettua la calibrazione. I risultati (posizione della fotocamera e nuvola sparsa di punti) sono stati memorizzati nella cartella bundle;

- 2° STEP: si è aggiunto in “CMVS/PMVS” il percorso della cartella contenente l'output di Bundler. Scelto il numero di cluster (il valore di default, 10) che dovrà essere elaborato da CMVS (se il computer è lento è meglio clusterizzare maggiormente), si è dato l'avvio al processo di costruzione della nuvola densa di punti 3D. Il dato è stato salvato in formato PLY nella cartella pmvs.

Per passare dalla nuvola di punti alla mesh triangolare si è utilizzato il software open-source *MeshLab* [42], sviluppato dal *Visual Computing Lab* di Roma:

- 1° STEP: si è importata la nuvola di punti;
- 2° STEP: si sono eliminati i punti non desiderati;
- 3° STEP: si è costruita la mesh utilizzando l'approccio di ricostruzione di Poisson (*filters* → *remeshing, simplification and reconstruction* → *surface reconstruction: Poisson*), impostando i valori di *octree depth* e *solver divide* tra 11-14 (valori dipendenti dalle prestazioni del pc).

A questo punto, sempre in ambiente MeshLab, si è data alla mesh l'aspetto naturale trasferendo ai vertici i colori della nuvola di punti originale (*filters* → *sampling* → *vertex attribute transfer*), così da poter effettuare una migliore valutazione visiva.

5.4.3 RICOSTRUZIONE 3D MEDIANTE KINECT

Per acquisire le immagini e creare i modelli 3D mediante scanner Kinect occorrono, oltre al sensore, un Personal Computer dotato di scheda grafica accelerata (ATI, Nvidia o Intel) ed un software dedicato. In particolare, dopo aver valutato direttamente le prestazioni dei software Kscan3D [43] (*LMI Technologies*) e Skanect [44] (*Occipital*) si è scelto di utilizzare il software Skanect in quanto automatizza molto il processo di ricostruzione rispetto a quanto non faccia il suo concorrente. Infatti, sfruttando i processori grafici a bordo della scheda video, il software riesce ad acquisire più frame per secondo e a fare il tracking degli oggetti, aggiungendo alla nuvola di punti le nuove informazioni, grazie a meccanismi di correlazione.

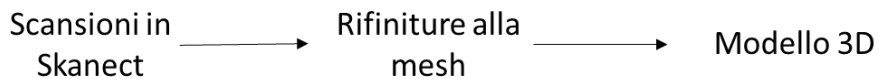


Figura 5.9 Step per la ricostruzione 3D mediante Kinect

Procedimento:

- 1° STEP: una volta aperto il software si è selezionato il tipo di target (es: oggetto nel caso della protesi, corpo nel caso di paziente) e le dimensioni della box di scansione ($1 \times 1 \times 1 m$);
- 2° STEP: Il target è stato tenuto in postazione fissa, mentre Kinect li veniva fatto ruotare attorno. Per avere buoni risultati il sensore è stato mosso molto lentamente, con una frequenza di circa un giro al minuto (6 gradi al secondo), controllando di volta in volta il feedback visivo fornito dal software (i frames acquisiti con successo vengono evidenziati in verde, in rosso quelli che non sono stati correttamente catturati).

- 3° *STEP*: il modello è stato texturizzato con i colori naturali, per una migliore valutazione visiva del risultato, ed è stato esportato in formato PLY.
- 4° *STEP*: In MeshLab si sono eliminate le regioni di non interesse e qualora necessario si è modificata la mesh, semplificandola e chiudendo eventuali buchi.

Sapendo che le scansioni 3D effettuate con un Kinect sono influenzate molto dalle prestazioni del software e del PC utilizzato, in fase di prova, per verificarne l'accuratezza, sono stati posizionati sul target marcatori di diversa forma e dimensione.

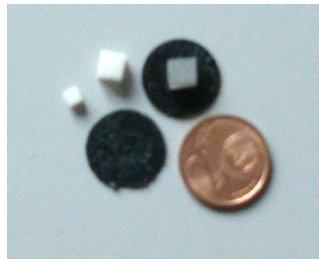


Figura 5.10 Marker posizionati su target. I cubi, in materiale plastico, sono visibili anche in termografia

5.4.4 INTEGRAZIONE DEI DATI DI TEMPERATURA SULLA SUPERFICIE TRIDIMENSIONALE

Dopo aver messo a punto la tecnica di ricostruzione della superficie tridimensionale si è passati alla fase di integrazione dei dati termografici. Per fare ciò ci si è serviti dell'utilizzo combinato di Matlab e del software MeshLab.

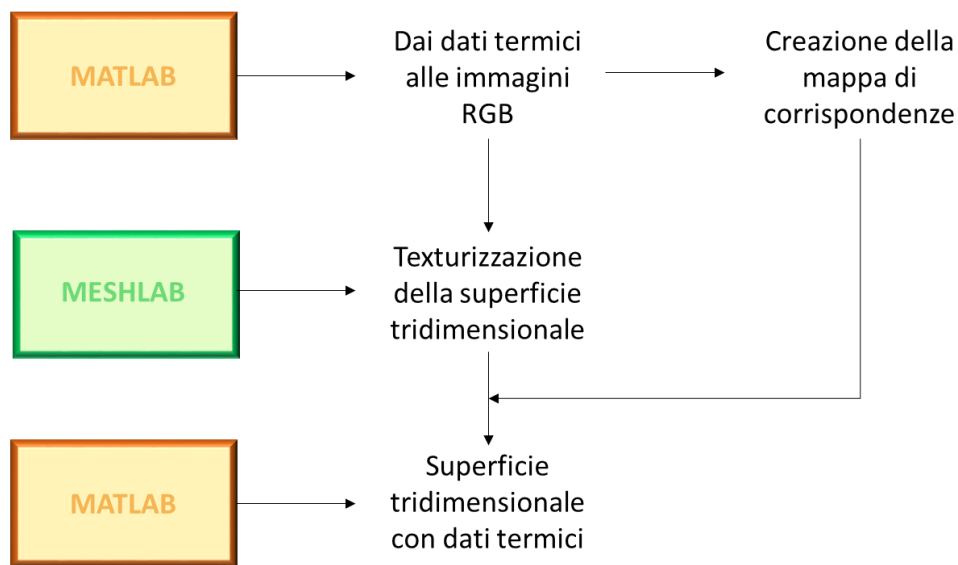


Figura 5.11 Step utilizzati per la texturizzazione termografica della superficie 3D

Tutti i dati termografici registrati durante il protocollo sperimentale (vedasi paragrafo 5.4.5), sia quelli relativi alla fase basale che quelli relativi alla fase post-cammino, sono stati esportati con estensione .csv da *Flir R&D software 1.2* ed importati in ambiente matlab.

Ogni termografia, rappresentata da una matrice 240×320 , è stata visualizzata come immagine attraverso l'*Image Processing Toolbox*. In particolare sono state create delle figure con il comando *imshow*, impostando come range di visualizzazione le temperature comprese

tra 28 e 37°C ed associando la colormap predefinita di matlab *jet*. Le figure sono state poi salvate in formato PNG per non avere perdita di informazione. A questo punto per ogni termografia si avevano a disposizione due tipi di dati: il dato termografico vero e proprio, contenuto nelle matrici 240×320 , e il dato RGB associato, contenuto in matrici $240 \times 320 \times 3$. Entrambi i tipi di dati sono stati utilizzati per realizzare una mappa di corrispondenze:

- Scorrendo pixel per pixel ciascuna immagine, sono stati creati un unico vettore colonna contenente i dati di temperatura, e un'unica matrice formata da tre colonne (*red, green, blue*) contenente il dato RGB. Alla temperatura *i*-esima del vettore corrisponde la codifica RGB contenuta nell'*i*-esima riga della matrice;
- I due elementi sono stati ordinati secondo le temperature crescenti e ulteriormente processati per eliminare le righe duplicate. Inoltre poiché si è osservato che la stessa codifica RGB veniva utilizzata per diversi valori di temperatura (differenti tra loro per centesimi di grado), si è sostituito a tale intervallo di temperature il valore medio, creando così una mappa con corrispondenza 1:1 tra temperatura e codifica RGB.

Le immagini in formato PNG sono state utilizzate in MeshLab per la texturizzazione. I procedimenti sotto esposti sono stati ripetuti due volte, una prima volta utilizzando le immagini relative alla condizione basale, ed una seconda volta utilizzando le immagini relative alla fase post-cammino. La superficie tridimensionale utilizzata, invece, è stata la stessa in entrambi i casi.

- *1° STEP*: Sono stati importati in MeshLab la superficie tridimensionale da texturizzare e le immagini raster.
- *2° STEP*: Ogni immagine, di cui non si conosceva posizione e orientamento rispetto alla superficie, è stata allineata al

modello. E' stato effettuato un primo allineamento manuale: la superficie tridimensionale è stata spostata, traslata e ruotata avendo come riferimento i marker (visibili sia nel tridimensionale che nella termografia).

Per memorizzare la posizione individuata si è proceduto con *filters* → *camera* → *set raster camera* → *get shot* → *apply*. Successivamente si è provato a dare un migliore allineamento utilizzando la mutua informazione⁵ (*filter* → *camera* → *Image Alignment: MutualInformation* → *get shot*).

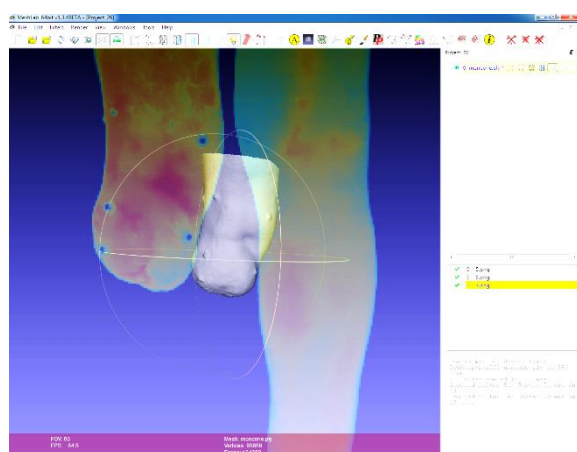


Figura 5.12 Schermata MeshLab per l'allineamento della superficie 3D all'immagine raster

— 3° STEP: Per proiettare l'informazione colore dalle immagini alla superficie tridimensionale si sono sperimentate due diverse tecniche:

1. *must photo blending*: permette di effettuare una buona texturizzazione se sono presenti molte immagini e si vuole una colorazione continua. Quando più immagini coprono una stessa zona della superficie, ma hanno informazioni colore differenti, viene effettuato un blending, facendo una media

⁵ Tale filtro è un implementazione del lavoro di Corsini et al. "Image-to-geometry registration: a mutual information method exploiting illumination-related geometric properties"

pesata dei colori, e assegnando un peso maggiore all'immagine con colore più forte. Il colore viene trasferito direttamente ai vertici della superficie.

2. *parameterization + texturing from rasters*: permette di proiettare il colore ed avere una parametrizzazione del modello. Ogni parte della superficie viene texturizzata utilizzando un'unica immagine; nelle zone di superficie adiacenti ma attribuite a diverse immagini viene effettuata un'operazione di blending. Fornisce buoni risultati quando le immagini a disposizione non sono superiori a dieci. Crea un file di texture anziché trasferire il colore ai vertici.

Avendo scelto di utilizzare la seconda tecnica (*filters* → *texture* → *parameterization + texturing from registered raster*), è stato necessario procedere con un'ulteriore operazione per trasferire l'informazione colore ai vertici (*filters* → *texture* → *texture to vertex color*).

- 4°STEP: Il modello è stato esportato in formato PLY, con l'accortezza di far memorizzare tra le proprietà dei vertici vettori normali e colori RGB.

Con lo scopo di associare ad ogni vertice della superficie un dato di temperatura piuttosto che un valore RGB, i file PLY sono stati importati in Matlab, attraverso un *reader*, e si è così proceduto:

- utilizzo della mappa delle corrispondenze precedentemente creata per formare e testare una rete neurale (in maniera casuale sono state selezionate metà delle righe della mappa per creare la rete, l'altra metà è stata utilizzata per testarla);
- utilizzo della rete per ricavare dai dati RGB dei vertici i corrispondenti valori di temperatura.

La decisione di utilizzare una rete neurale è stata spinta dal fatto che, con l'operazione di texture mapping e il relativo blending, sono state create nuove codifiche RGB non presenti nella mappa delle corrispondenze. La rete utilizzata è la Radial basis networks (comando matlab *newrb*), la quale permette di approssimare funzioni aggiungendo, fin tanto che non viene soddisfatta la richiesta dell'errore quadratico medio, neuroni nascosti ad una rete radiale base. Come obiettivo si è impostato un errore quadratico medio pari a 10^{-4} , mentre come spread 50.

Ottenute quindi due superfici identiche, differenti solo per il dato di temperatura associato ad ogni vertice, è stato facile creare una terza superficie a cui associare il valore differenziale. In particolare, per ogni vertice della superficie è stata calcolata la differenza di temperatura (*temperatura post-cammino* - *temperatura basale*), e successivamente ad ogni valore differenza è stata associata una codifica RGB. Per far ciò, scelta la colormap standard *jet* di matlab, si è imposto che il minimo differenziale corrispondesse alla prima riga della colormap, il massimo differenziale all'ultima riga. Impostando quindi l'equazione della retta passante per due punti ($t_{min}, 1$) e ($t_{max}, length(colormap)$), e calcolando coefficiente angolare ed intercetta, si è potuto ricavare per ogni valore di temperatura l'indice della riga della colormap a cui farlo corrispondere. Ottenuta la codifica RGB è stato possibile scrivere, attraverso un *writer*, il file PLY differenza per importarlo poi in meshLab.

5.5 DESCRIZIONE DELLE PROVE PRELIMINARI E DEL PROTOCOLLO SPERIMENTALE

Per mettere a punto e testare la funzionalità e l'efficacia di ciascuna delle metodologie sopra esposte, si sono condotte delle prove preliminari. Grazie ad esse e all'analisi dei risultati ottenuti è stato possibile selezionare la tecnica più appropriata da applicare nello studio su paziente.

1. La prima prova aveva lo scopo di verificare l'efficacia dei metodi relativamente alla sola ricostruzione della superficie tridimensionale. Per tale motivo nella tecnica dello space-carving sono state utilizzate le immagini fotografiche anziché quelle termografiche. Come oggetto target è stato utilizzato una protesi di gamba.



Figura 5.13 Protesi utilizzata come oggetto target della prima prova

2. I metodi basati sulla SfM e sull'utilizzo del Kinect sono stati testati in una seconda prova, per verificarne il comportamento nella scansione di parti di corpo umane. In particolare per la

SfM sono stati condotti due esperimenti con target una gamba umana. In entrambi i casi si è utilizzato lo stesso numero di foto, con le stesse condizioni di luce e lo stesso punto di ripresa, ma nel primo caso la gamba è stata lasciata con il suo aspetto naturale, nel secondo l'uniformità cromatica della pelle e le sue caratteristiche riflettenti sono state alterate disegnandovi, con una matita per occhi, un pattern a scacchiera.

Stabilita come tecnica migliore per la ricostruzione del termogramma tridimensionale quella basata sull'utilizzo del Kinect (vedasi paragrafo 6.5), si è passati alla fase sperimentale su paziente. Con lo scopo di analizzare quantitativamente la distribuzione della temperatura subito prima e subito dopo l'utilizzo di una protesi d'arto inferiore, è stato selezionato un paziente del Centro Protesi INAIL, amputato transtibiale con protesi TSB, disponibile⁶ a sottoporsi al seguente protocollo:

1. 15 minuti di camminata con la propria protesi per stressare l'interfaccia moncone-protesi;
2. Rimozione di protesi e liner; posizionamento di più marker su tutta la superficie del moncone;
3. Paziente posto in piedi su piattaforma girevole;
4. Immediata ripresa di immagini termiche relative a diverse visuali (a partire da quella anteriore per proseguire poi con step di 45°);
5. 15 minuti di riposo per riportare l'arto alle condizioni basali;
6. Riposizionamento del paziente su piattaforma girevole;
7. Ripresa di immagini termiche relative a diverse visuali (a partire da quella anteriore per proseguire poi con step di 45°);

⁶ Firma del consenso informato

8. Scansione della superficie del moncone mediante Kinect.

Relativamente al terzo e sesto step, al paziente è stato richiesto di mantenere il moncone verticale rispetto alla piattaforma, e allineato con il suo asse di rotazione. Mentre la piattaforma veniva ruotata per step di 45°, la termocamera è stata mantenuta fissa su un tripode. Il protocollo è stato applicato nel Laboratorio di Analisi del Movimento del Centro Protesi INAIL di Vigorso di Budrio (BO). Come da prassi per gli studi termografici, le condizioni di temperatura e umidità dell'ambiente sono state tenute controllate (22,7°C e 56,7 % di umidità).



Figura 5.14 Soggetto markerizzato su piattaforma

6. RISULTATI

Il seguente capitolo riporta i risultati ottenuti attraverso i metodi e le prove descritte nel capitolo precedente.

6.1 RISULTATI CALIBRAZIONE

— CALIBRAZIONE FOTOCAMERA

L' algoritmo ha utilizzato 19 immagini delle 20 date in ingresso. Il diagramma a barre mostra l'errore medio di riproiezione di ciascuna immagine e l'errore medio complessivo, pari a 0.23 pixels. Lo scatter plot mostra l'errore di riproiezione di ogni punto individuato in ciascuna immagine. Sono riportati inoltre i parametri interni della camera e i parametri relativi alla distorsione delle lenti. L'immagine mostra l'effetto della correzione dalle distorsioni, sovrapponendo sulla foto originale quella corretta.

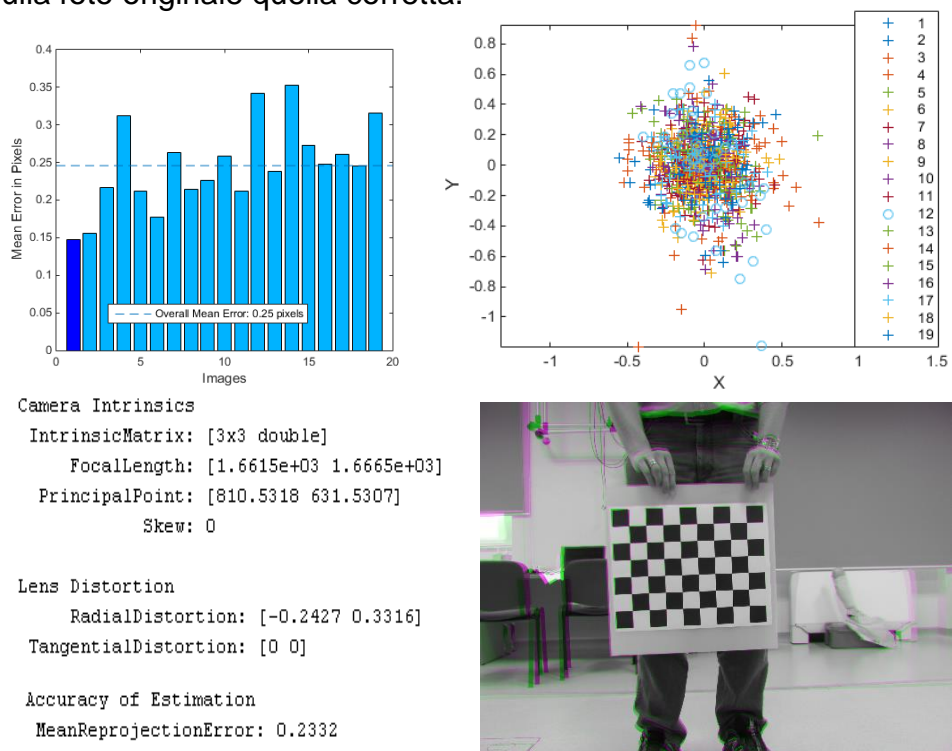


Figura6.1 Risultati calibrazione fotocamera

— CALIBRAZIONE TERMOCAMERA

L'algoritmo ha utilizzato 13 immagini delle 20 date in ingresso. Il diagramma a barre mostra l'errore medio di riproiezione di ciascuna immagine e l'errore medio complessivo, pari a 0.32 pixels. Lo scatter plot mostra l'errore di riproiezione di ogni punto individuato in ciascuna immagine. Sono riportati inoltre i parametri interni della camera e i parametri relativi alla distorsione delle lenti. L'immagine mostra l'effetto della correzione dalle distorsioni, sovrapponendo sulla foto originale quella corretta.

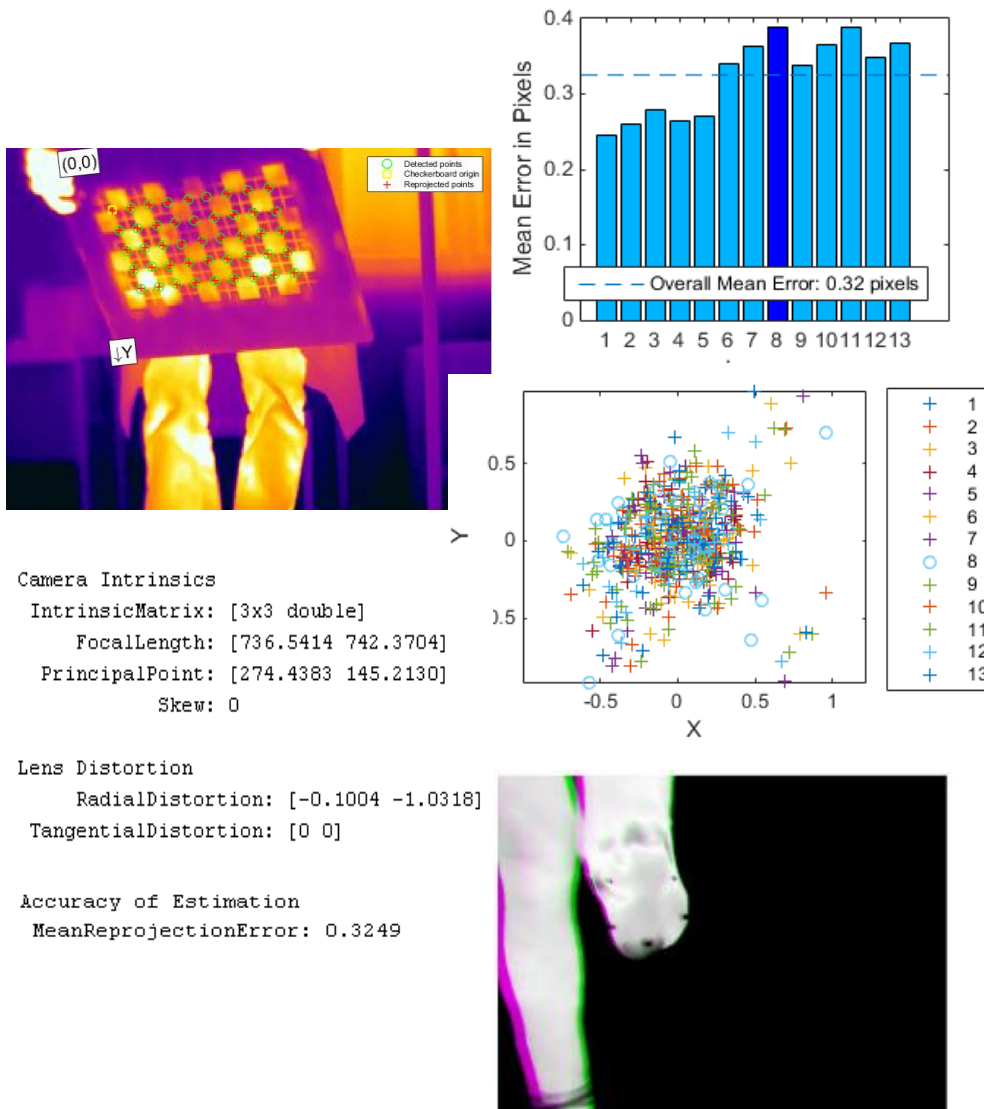


Figura 6.2 Risultati calibrazione termocamera

6.2 RISULTATI PRIMA PROVA

— SPACE -CARVING

Creazione delle silhouettes. Ad ogni immagine è stata associata la relativa immagine binaria. La figura mostra l'effetto dell'algoritmo blue-screen background e degli operatori morfologici su due diverse visuali (0° e 120°).

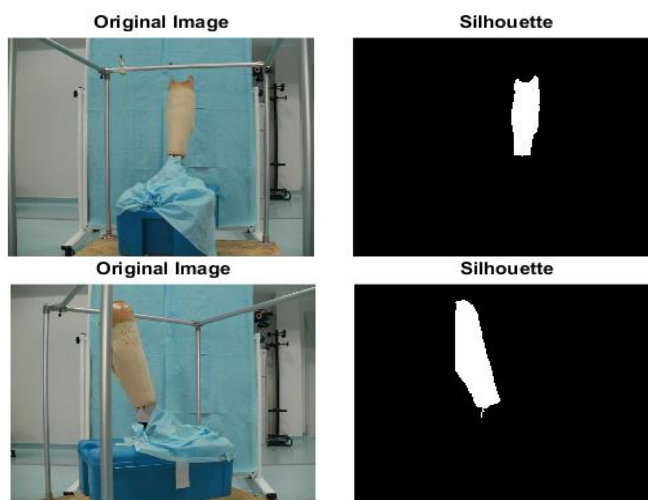


Figura 6.3 Confronto tra l'immagine di partenza e la silhouette

Ricostruzione della scena tridimensionale. L'analisi dello spazio attraversato dalle telecamere e la loro direzione principale di vista ha permesso di individuare lo spazio occupato dall'oggetto target, in cui inserire il volume di voxel

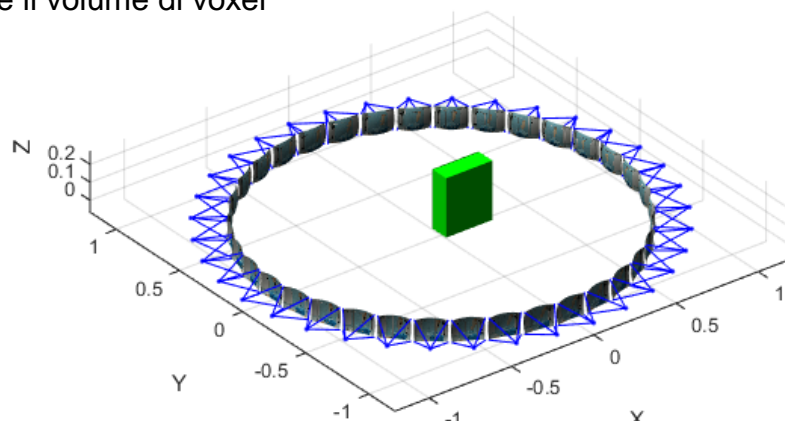


Figura 6.4 Ricostruzione della scena.

Carving dei punti esterni alle maschere. Dal volume di voxel precedentemente creato sono stati eliminati tutti i punti esterni alla prima silhouette. Dal nuovo volume si sono eliminati i voxel esterni alla seconda silhouette, e così via, fino all'utilizzo di tutte le silhouettes a disposizione. Man mano che si effettuano carving il volume di voxel inizia a prender forma. Alla fine del processo di carving è stato attribuito il colore

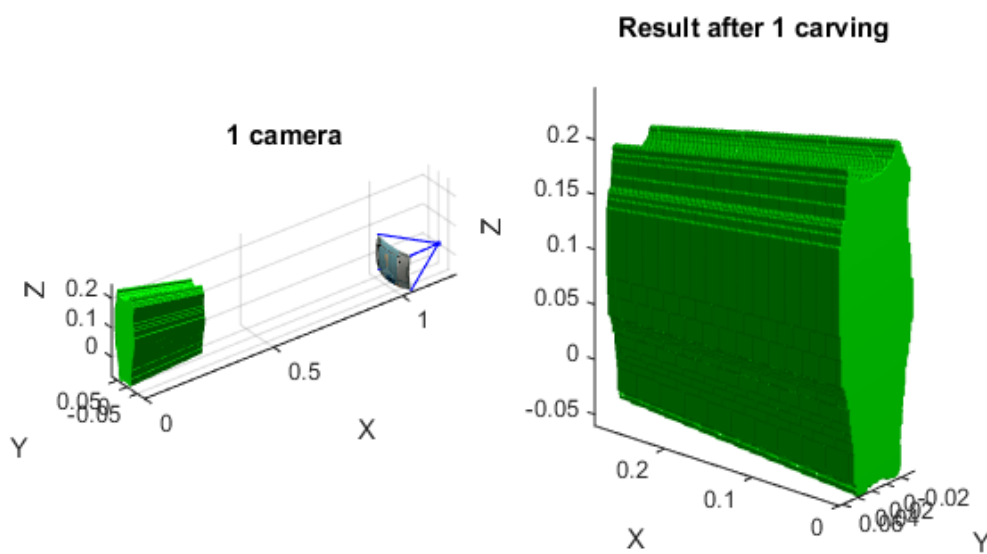


Figura 6.5 Risultato dopo il carving dalla prima silhouette

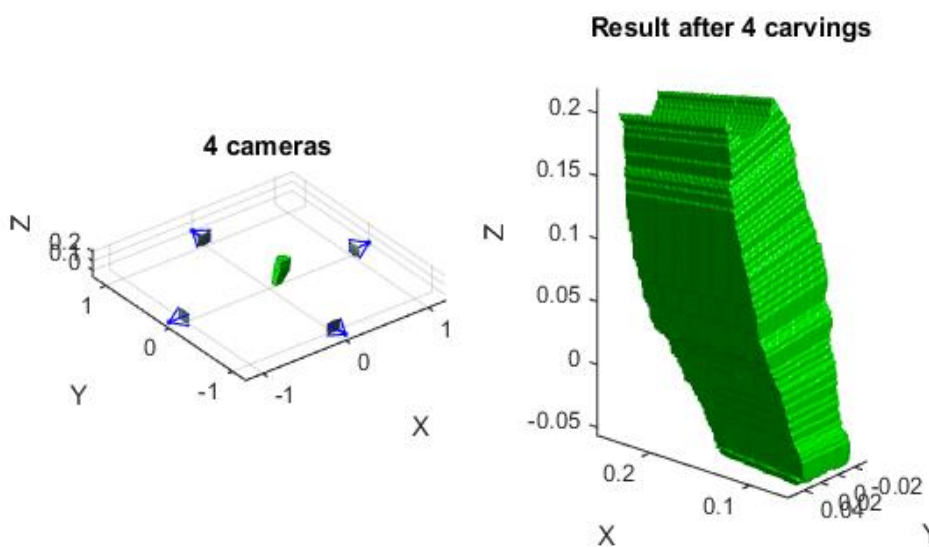


Figura 6.6 Risultato dopo 4 carving

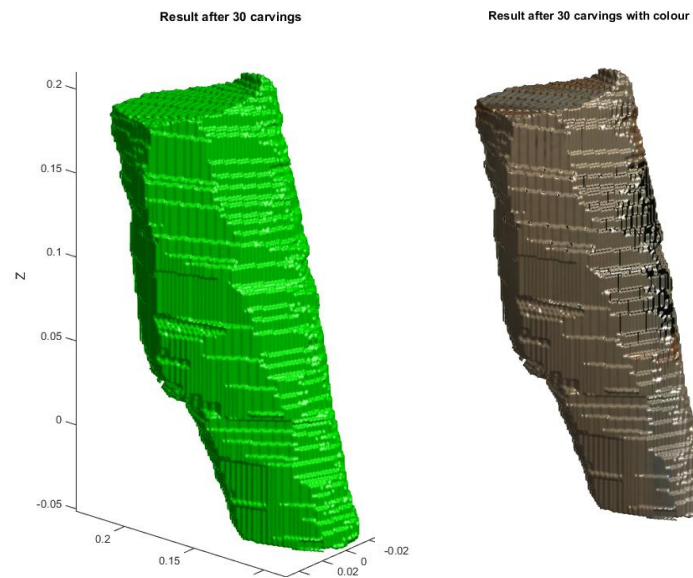


Figura 6.7 Risultato finale con attribuzione del colore

— STRUCTURE FROM MOTION

Ricostruzione tridimensionale della protesi. A partire da 30 foto si è riusciti a ricostruire una mesh molto dettagliata. La texturizzazione ha fornito un aspetto molto naturale alla superficie. Da notare il buco nella porzione superiore sinistra.

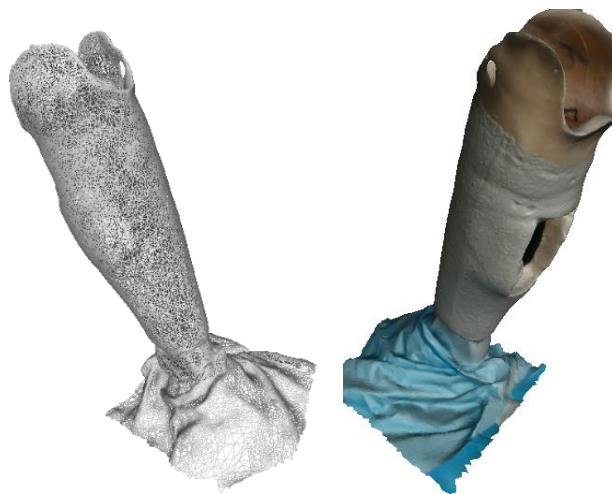


Figura 6.8 Ricostruzione tridimensionale della superficie. A sinistra: mesh triangolare; A destra: superficie texturizzata

— KINECT

Ricostruzione tridimensionale della protesi. Scansione avvenuta impostando in Skanect come scena *object*, come recording feedback *GPU*, e come feedback quality *High*. A termine della ricostruzione è stato applicato il colore. In MeshLab sono stati eliminate le zone di non interesse. La mesh ricostruita è ricca di vertici e faccette ma non ricostruisce i più piccoli dettagli.

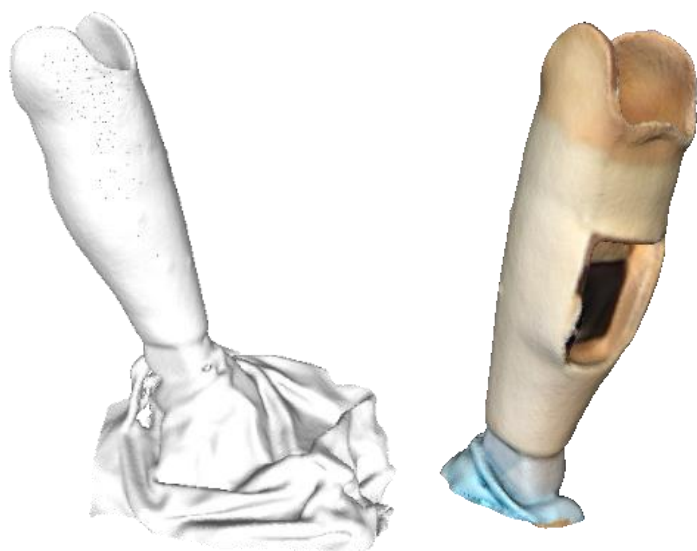


Figura 6.9 Ricostruzione tridimensionale della superficie. A sinistra: mesh triangolare; A destra: superficie texturizzata

6.3 RISULTATI SECONDA PROVA

— STRUCTURE FROM MOTION

Ricostruzione tridimensionale di gamba umana. Con 30 foto in input, il primo esperimento non ha portato a risultati; il secondo esperimento ha permesso di ricostruire la mesh e di evidenziare i problemi dati dalle caratteristiche della pelle: uniformità cromatica e riflessione.

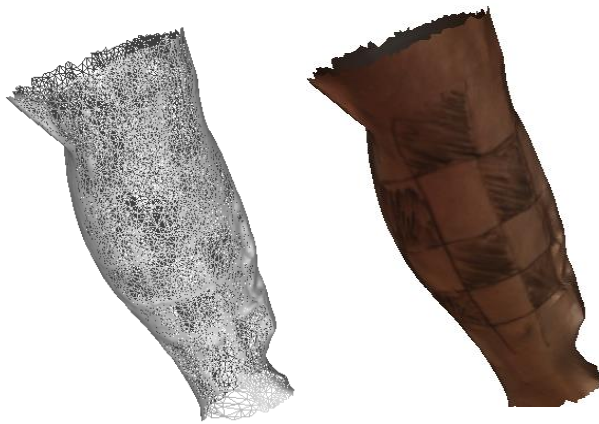


Figura 6.10 Ricostruzione tridimensionale di gamba umana. Secondo esperimento: aspetto naturale della pelle alterato dal disegno di un pattern.

A sinistra: mesh triangolare; A destra: superficie texturizzata

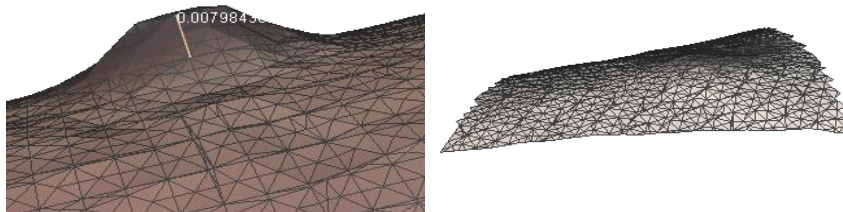
— KINECT

Ricostruzione tridimensionale di braccio umano. Scansione frontale di braccio ben definita, con marker cubico di lato 5 mm visibile. La definizione è migliorata dal contrasto bianco-nero.



Figura 6.11 Ricostruzione tridimensionale di braccio umano.

L'accuratezza delle scansioni mediante Kinect è dell'ordine del mezzo centimetro: marker cubici di lato 5 mm vengono correttamente rilevati dal sistema, marker cubici di lato 2,5 mm non vengono riportati nella ricostruzione.



*Figura 6.12 Ingrandimento della mesh triangolare del braccio.
A sinistra: marcatore cubico con lato 5mm rilevato dal sistema.
A destra: la scansione non rileva il marcatore cubico da 2,5 mm*

6.4 RISULTATI PROTOCOLLO SPERIMENTALE SU PAZIENTE

Ricostruzione tridimensionale del moncone del paziente.

- Primo risultato è la ricostruzione della scena tridimensionale: paziente su piattaforma. La scansione è avvenuta impostando in Skanect come scena *body*, come recording feedback *GPU*, e come feedback quality *High*. Con un paio di minuti di registrazione dati, si è ottenuta una superficie di circa 1 milione di vertici e 2 milioni di facce.

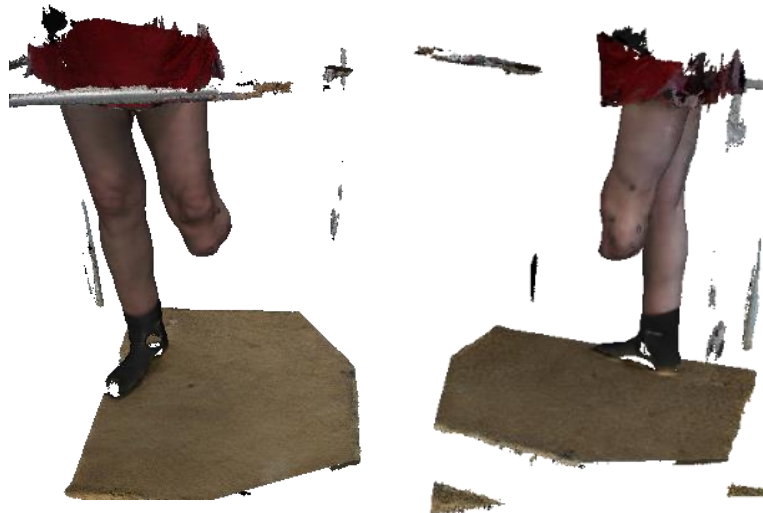


Figura 6.13 Vista anteriore e vista laterale della scena ricostruita

- Eliminazione dei punti di non interesse. Con il primo step si sono eliminate tutte le zone non appartenenti al moncone. Si è passati quindi ad una superficie di 98 mila vertici circa. Con il secondo step si sono eliminati tutti i vertici interni alla superficie del moncone, i vertici e le facce duplicate, i vertici non appartenenti a nessun triangolo della mesh. Con un'ulteriore semplificazione si è passati ad una superficie costituita da circa 16 mila vertici e 32 mila facce.

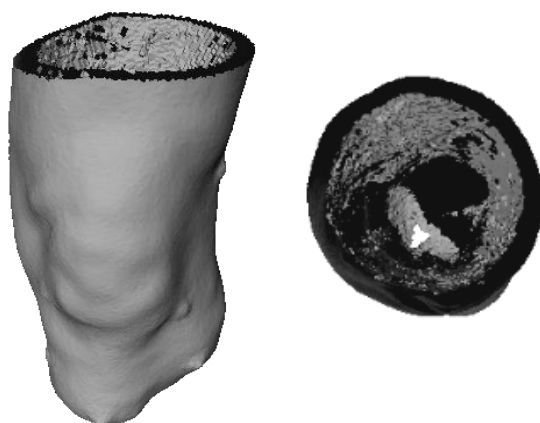


Figura 6.14 Vista anteriore e vista superiore della porzione di interesse

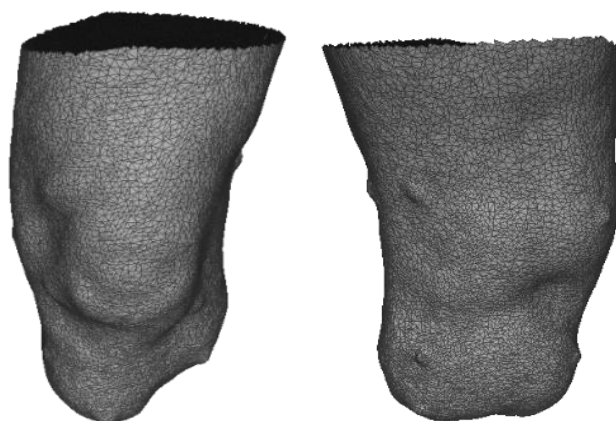


Figura 6.15 Vista anteriore e vista posteriore della superficie 3D elaborata.

Elaborazione delle immagini termiche ed integrazione sulla superficie tridimensionale.

- Immagini termiche, sia del post-cammino che della condizione basale, corrette dalle distorsioni dell'ottica. In ogni immagine è possibile distinguere i marker.
- texture mapping mediante parametrizzazione sulla superficie 3D. Le viste mediali sono influenzate dalla sovrapposizione dell'arto sano (a causa dell'immagine a 270°).

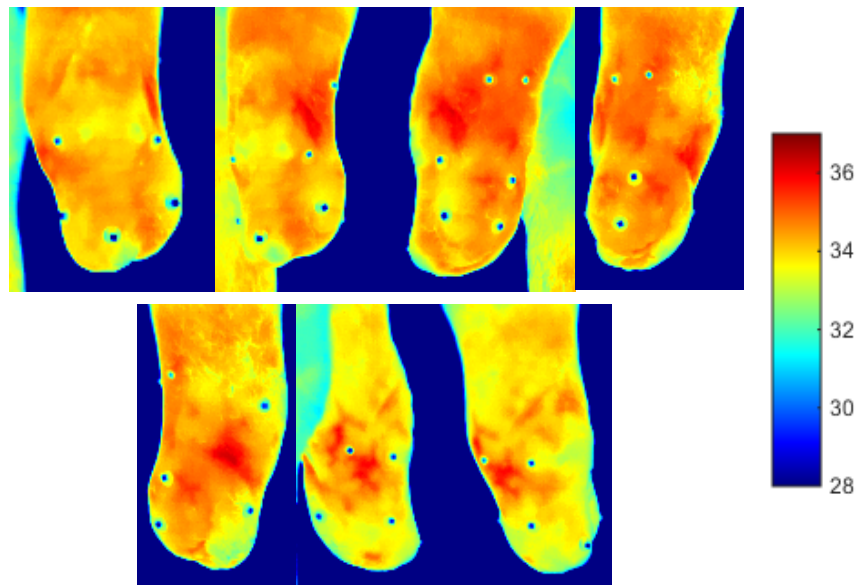


Figura 6.16 Particolari delle immagini termografiche relative alla situazione post-cammino. Viste a $0^{\circ}, 45^{\circ}, 90^{\circ}, 135^{\circ}, 180^{\circ}, 270^{\circ}, 315^{\circ}$

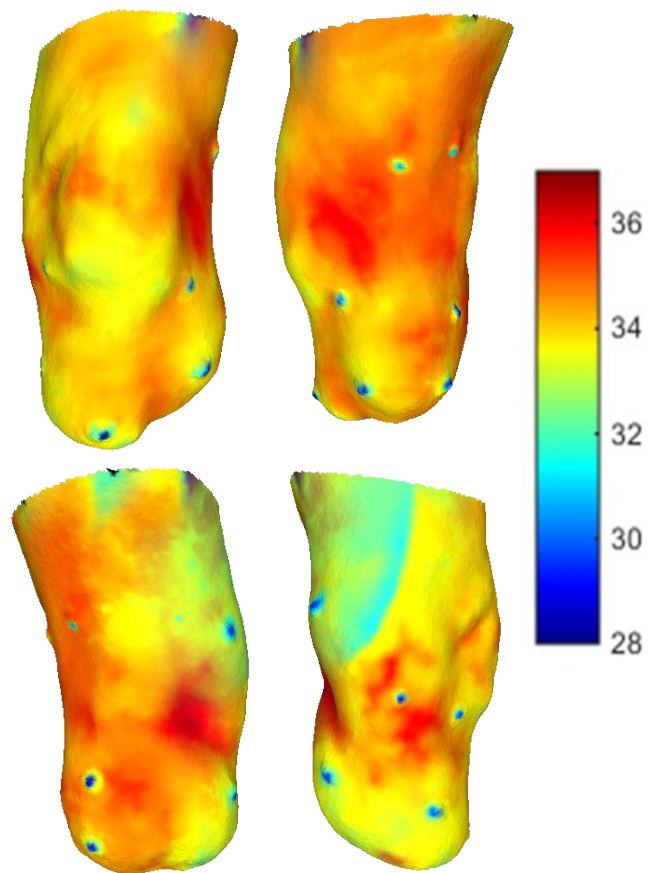


Figura 6.17 Situazione termografica post-cammino. Vista anteriore, laterale, posteriore, mediale.

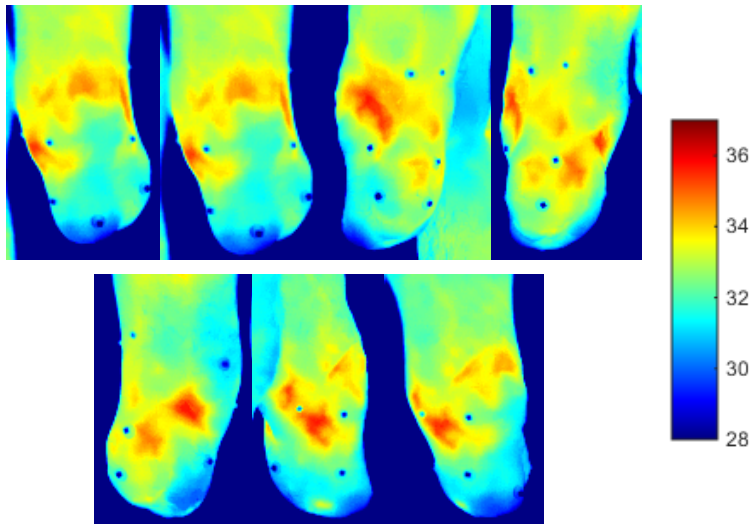


Figura 6.18 Particolari delle immagini termografiche relative alla situazione basale. Viste a 0°,45°,90°,135°,180°,270°,315°

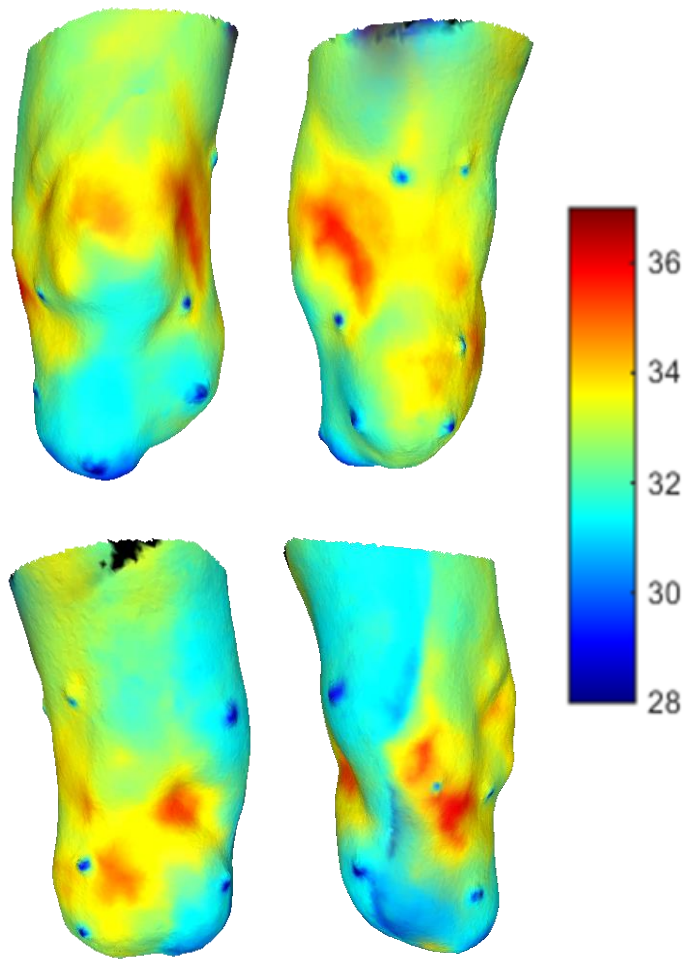
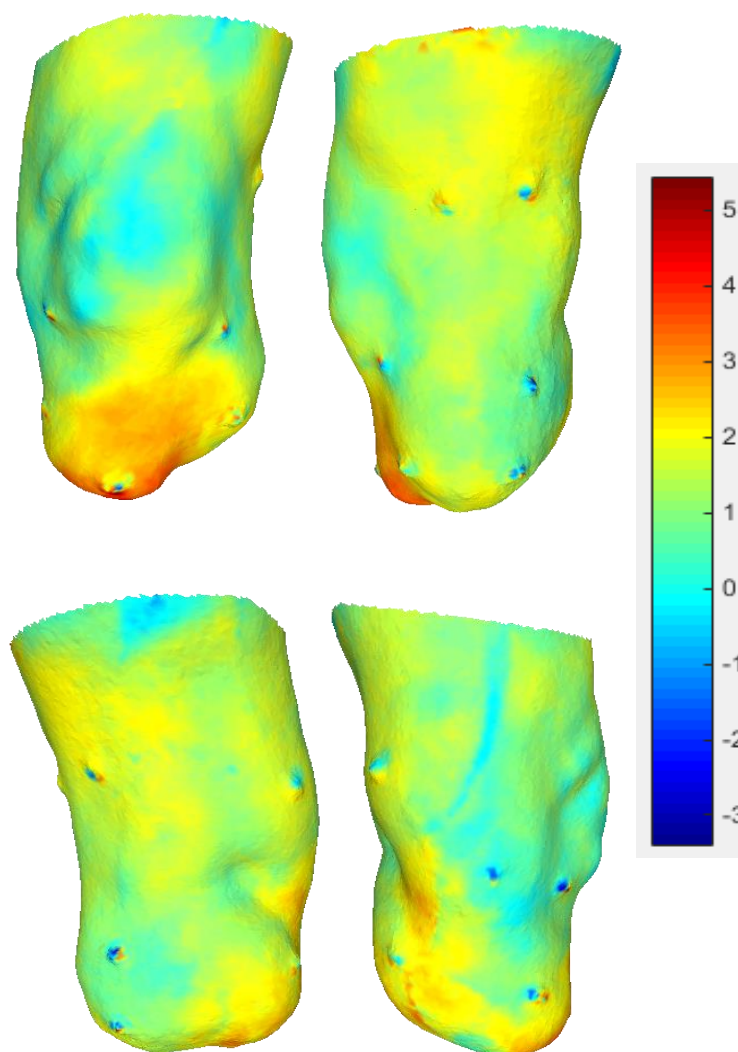


Figura 6.19 Situazione termografica basale. Vista anteriore, laterale, posteriore, mediale

Ricostruzione della mappa differenziale. Sottraendo dai dati termografici relativi alla situazione post-cammino quelli relativi alla situazione basale, si è ottenuta la temperatura differenziale. In rosso sono evidenziate le zone che hanno subito una maggiore diminuzione di temperatura, in celeste le zone rimaste in condizioni stazionarie. Le zone in corrispondenza dei marker presentano nella maggior parte dei casi due aloni vicini, uno rosso ed uno blu. Ciò è conseguenza della non perfetta registrazione tra dato 2D e dato 3D.



*Figura 6.20 Situazione termografica differenziale.
Vista anteriore, laterale, posteriore, mediale*

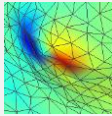
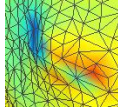
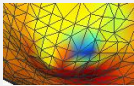

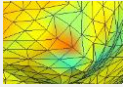
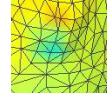
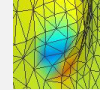
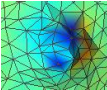
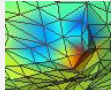
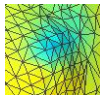

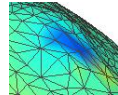
N° MARKER	POST- CAMMINO	BASALE	DIFFERENZIALE
1	0.003 →	0.004 ←	
2	0.004 →	0.003 ←	
3	0.002 ↓	0.003 →	
4	0.003 ↑	0	
5	0	0.002 →	
6	0.002 ↓	0.003 ↓	
7	0.004 ↓→	0.004 ↓←	
8	0.002 →	0	
9	0	0.001 ↑	
10	0.003 →	0.003 →	
11	0.004 ↓←	0.001 ↓	
12	0.005 ↓	0.005 ↓	

Tabella 6.1 Disallineamento in metri tra l'apice del marker e il centro dell'alone blu (le frecce indicano la direzione dello spostamento). Conseguente effetto sulla superficie differenziale

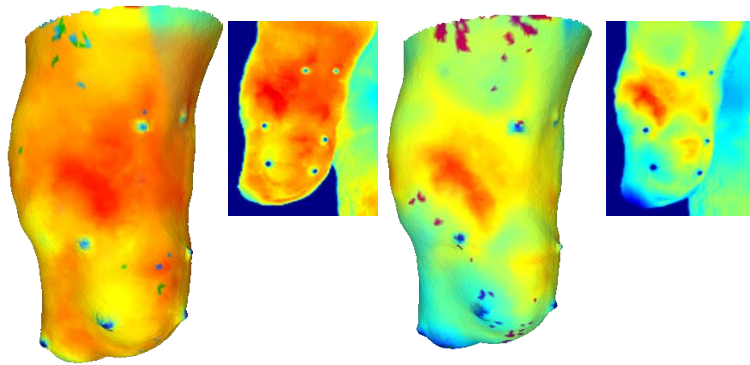


Figura 6.21 Viste laterali situazione post-cammino e basale. Presenza di artefatti dati dal must photo blending.

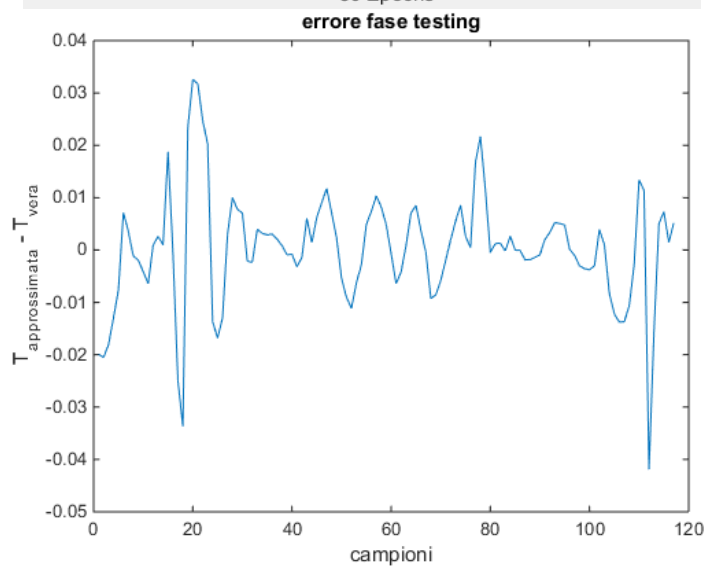
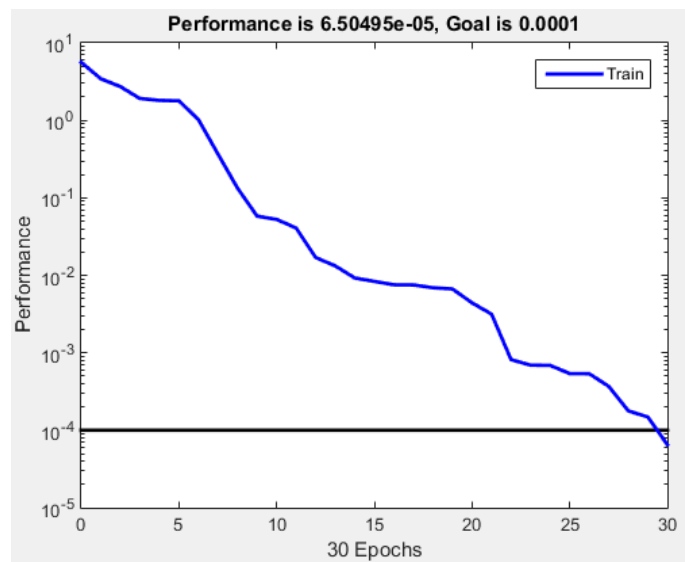


Figura 6.22 Performance della Radial basis network ed errore commesso durante la fase di testing.

Dopo aver riportato i risultati relativi a ciascuno step del protocollo sperimentale, può essere utile mostrarne le tempistiche necessarie al loro ottenimento:

- Ricostruzione tridimensionale della superficie:
 - ❖ Kinect: Un paio di minuti di scansione con ricostruzione della scena quasi in real time. Qualche minuto di elaborazione per assegnare il colore ed esportare i dati.
 - ❖ MeshLab: processi di pulizia e rifinitura della mesh istantanei. Con qualche minuto si riescono a compiere tutte le operazioni per ottenere una mesh regolare e semplificata. Maggiore accortezza è richiesta per la selezione manuale dei cluster di vertici da eliminare, mentre i processi di semplificazione e rifinitura sono completamente automatici e veloci.
- Preparazione delle immagini termiche:
 - ❖ Matlab: Un unico comando istantaneo permette la creazione delle immagini corrette. Sono necessari i parametri della camera calcolati mediante calibrazione. In generale 5 minuti permettono di ottenere una buona calibrazione, tempo comunque variabile in base al numero e alla grandezza delle immagini da processare. 5-10 minuti necessari all'elaborazione della mappa delle corrispondenze.
- Texture mapping:
 - ❖ MeshLab: processo di allineamento lungo e manuale. Per ottenere i modelli della condizione basale e del cammino sono state allineate un totale di 14 immagini in circa due ore. Settata la giusta posizione tra immagini 2D e superficie 3D, il comando di mapping è istantaneo.

— Creazione superficie differenziale:

- ❖ Matlab: Con un massimo di 5 minuti di elaborazioni si riescono a leggere i file PLY in ingresso (basale e cammino), associare i valori di temperatura ai codici RGB, generare le temperature differenziali e quindi associare la nuova codifica RGB. Scrivere il file PLY differenziale.

6.5 DISCUSSIONE DEI RISULTATI

Come visto precedentemente, la calibrazione della camera è uno step fondamentale nella 3D computer vision, pertanto se ne sono voluti mostrare i risultati. Il diagramma a barre della figura 6.1 mostra l'errore medio di riproiezione di ciascuna immagine e l'errore medio complessivo. Spiccano le immagini 12 e 14, con un errore di riproiezione maggiore di quello medio. Analizzando lo scatter plot si nota come in esse siano presenti alcuni punti con errori di riproiezione vicini ad un pixel. Per tale motivo le immagini in questione sono state eliminate. Dalla calibrazione finale si sono ricavati i coefficienti di distorsione delle lenti grazie ai quali è stato possibile correggere le immagini (figura 6.1). Anche in figura 6.2 è visibile la sovrapposizione di un'immagine originale e della relativa immagine corretta; si tratta di un termogramma utilizzato poi per la texturizzazione. L'effetto della distorsione è maggiore in zone dell'immagine non di nostro interesse, ma comunque importante.

Per quanto riguarda i metodi sperimentati, le prove condotte ne hanno permesso di evidenziare pregi e difetti, e di valutare direttamente se la loro applicazione in vivo potesse essere fattibile.

La tecnica dello *space-carving*, nonostante primeggiasse tra le altre (potenzialmente permette di ricostruire in maniera diretta un termogramma tridimensionale), ha mostrato diversi difetti che hanno condotto alla scelta di strade alternative. Come mostrano i risultati (Fig. 6.7), il volume tridimensionale ricavato dai successivi carving non riproduce fedelmente e in maniera accurata la superficie reale dell'oggetto target. Le cause sono di diversa natura e da ricercare in primo luogo nella qualità delle foto a disposizione. Infatti in alcuni scatti le sbarre della piattaforma girevole si vanno a sovrapporre all'oggetto in analisi. Di conseguenza le relative silhouettes appaiono incomplete e/o presentano buchi (Fig. 6.3). Per evitare che con il carving

venissero eliminati dal volume voxel impropri, si è deciso quindi di scartare le visuali problematiche e utilizzare di conseguenza un set di foto inferiore a quanto stabilito. Anche se in tale prova si poteva valutare l'efficacia dell'algoritmo nella sua completezza, togliendo semplicemente le sbarre dalla piattaforma (non necessarie), si è preferito mantenerle perché, nella prova sperimentale con il paziente, la loro presenza sarebbe stata necessaria: avrebbe permesso al soggetto amputato di sostenersi con le braccia e quindi di mantenere per più tempo una posizione eretta e stabile. Sicuramente era da migliorare anche l'algoritmo utilizzato. Ad esempio invece di creare una griglia 3D di elementi dalla forma regolare che man mano venivano eliminati con il carving, il modello volumetrico poteva essere generato con la tecnica *octree carving*:

All'inizio l'*octree* è inizializzato come un unico cubo, grande abbastanza da racchiudere il modello. Il cubo viene proiettato sulle immagini e si valuta se è completamente esterno alle silhouettes, e quindi se può essere eliminato; compreso interamente nelle silhouettes, e quindi deve essere mantenuto; solo parzialmente interno. In quest'ultimo caso il cubo viene suddiviso in 8 sotto-cubi, ognuno dei quali viene proiettato nell'immagine e classificato. Tale procedimento viene ripetuto fin tanto che non si raggiunge un livello massimo prefissato.

Inoltre dal modello 3D ricostruito si poteva ricavare una superficie a mesh triangolare. Ciò avrebbe permesso di rendere l'output visibile ed usufruibile nei software convenzionali di grafica. Tali accorgimenti non sono stati comunque apportati al codice di base in quanto ci si è resi conto che, nelle prove su paziente, altre difficoltà tecniche sarebbero sorte:

- Fare un giro completo di 360° per la scansione avrebbe richiesto del tempo, tempo in cui il paziente avrebbe dovuto

mantenere sempre la stessa posizione. Infatti un movimento dell'arto amputato, rispetto alla posizione iniziale, avrebbe comportato errori nel carving. Il fattore tempo avrebbe influito anche sui dati di temperatura, comportando la registrazione di valori non completamente affidabili per le ultime visuali riprese.

- Alle visuali disturbate dalla presenza delle sbarre si sarebbero aggiunte altre offuscate dalla sovrapposizione dell'arto sano su quello amputato.
- Il metodo non avrebbe permesso di cogliere le concavità caratterizzanti la superficie tridimensionale del moncone.

<u>SPACE</u> <u>CARVING</u>
❖ PRO:
<ul style="list-style-type: none">• Associazione diretta del valore di temperatura ad ogni vertice della mesh• Unico ambiente di lavoro
❖ CONTRO:
<ul style="list-style-type: none">• Impossibilità di ricostruire le concavità• Poca accuratezza• Tempo necessario e conseguente discomfort• Visuali offuscate dalla sovrapposizione della gamba sana

Figura 6.23 Valutazione della tecnica space-carving

La tecnica della SfM, nella prima prova, ha apparentemente fornito buoni risultati (Fig. 6.9), dando in output una mesh molto definita, con più di 30 mila vertici e 60 mila facce, e una colorazione molto realistica. Ma nella porzione in alto a sinistra la superficie ricostruita presenta un buco. Ci si è quindi chiesti il perché proprio tale zona abbia avuto dei problemi e si è trovata la risposta nelle caratteristiche del materiale. Infatti se la gran parte del corpo della protesi ha una superficie dall'aspetto rugoso ed opaco, la parte superiore si presenta liscia e riflettente. Questo, insieme a condizioni di illuminamento magari non ottime, ha fatto sì che il software non fosse in grado di riconoscere in maniera automatica coppie di punti omologhi tra le foto, e di

conseguenza non è stato in grado di generare per quella zona una nuvola di punti abbastanza densa. Tale tesi è stata poi confermata dalle prove successive, in cui il target è stato una gamba umana:

- Il primo esperimento, in cui si è tenuto l'aspetto naturale della gamba, non ha condotto a risultati. L'uniformità cromatica della pelle e le caratteristiche omogenee di riflessione hanno condotto ad una nuvola di punti scarsa, dalla quale non è stato possibile ricostruire nessuna mesh;
- Il secondo esperimento, in cui l'aspetto naturale della gamba è stato alterato con il disegno di un pattern a scacchiera, rappresenta una valida controprova. La mesh risulta infatti abbastanza buona nelle zone coperte dal pattern, ma non appena è presente una superficie libera, si trovano buchi e ricostruzioni errate (Fig. 6.10).

A tali considerazioni bisogna poi aggiungere i tempi, anche abbastanza lunghi, necessari al software per la generazione della nuvola di punti, e soprattutto il discomfort del paziente: per avere un numero adeguato di foto, in grado di riprendere l'intera superficie e i diversi particolari, bisognerebbe chiedere al soggetto di mantenere una posizione fissa per molto tempo.

<u>SfM</u>
❖ PRO:
• Strumentazione semplice
• Software open-source (PPT)
• Facilità di realizzazione
❖ CONTRO:
• Tempi di elaborazione del software
• Problemi per la ricostruzione di zone omogenee e riflettenti
• Discomfort
• Ulteriore elaborazione per l'aggiunta della texture termografica

Figura 6.24 Valutazione della tecnica SfM

La scansione mediante Kinect ha mostrato un buon risultato nella prima prova, anche se con prestazioni minori rispetto a quanto fatto inizialmente con la SfM (Fig. 6.8 e 6.9). La superficie ricostruita mediante lo scanner infatti, presenta molti più vertici e faccette (circa 2 milioni) ma è molto meno definita e meno ricca di particolari; anche la colorazione appare più scadente. I risultati però sono decisamente migliori della SfM quando oggetto della scansione sono parti del corpo umano (Fig. 6.11). Ovviamente bisogna considerare che il Kinect gestisce la profondità proiettando, con luce infrarossa, una matrice di punti molto complessa e fitta; di conseguenza ciò che non riflette la matrice in maniera nitida crea problemi di acquisizione. Il posizionamento di marker di diversa dimensione ha permesso di valutare l'accuratezza della ricostruzione. Come visibile in figura 6.12 lo scanner è stato in grado di rilevare i marker cubici più grandi (con lato di 5 mm), mentre è stata completamente livellata la superficie in corrispondenza dei marcatori più piccoli (2,5 mm di lato).

<p><u>KINECT</u></p> <p>❖ PRO:</p> <ul style="list-style-type: none">• Scanner e software low-cost• Facilità di utilizzo• No conseguenze a movimenti minimi del soggetto <p>❖ CONTRO:</p> <ul style="list-style-type: none">• Accuratezza non ottima• Ulteriore elaborazione per l'aggiunta della texture termografica.

Figura 6.25 Valutazione della scansione mediante Kinect

Facendo una valutazione complessiva, la tecnica che ha mostrato risultati migliori, con un'accuratezza accettabile al caso in analisi, è stata la scansione mediante Kinect. In particolare essa ha fornito un buon compromesso tra qualità della mesh ricostruita e comfort per il paziente, non necessitando di più di un paio di minuti di scansione.

Ovviamente la superficie ricostruita mediante Kinect necessita di diverse elaborazioni prima di poter essere utilizzata. Dalla figura 6.13 alla figura 6.15 sono visibili i vari step utilizzati per l'elaborazione della superficie acquisita durante il protocollo sperimentale: selezione della zona di interesse, ripulitura dai punti impropri, chiusura di eventuali buchi e semplificazione. MeshLab ha dimostrato di essere uno strumento molto adeguato per ognuna di tale operazioni. Mediante comandi semplici e veloci ha permesso di passare da una superficie sporca e ricca di punti impropri, come quella di figura 6.14, ad una mesh regolare e pulita, come quella di figura 6.15. Grazie al processo di semplificazione si è riusciti a ridurre il numero di vertici dagli oltre 64 mila a circa 16 mila, il tutto senza perdita di dettaglio.

Lo stesso non può essere detto del processo di texturizzazione. Il software permette sì di effettuare allineamento e mappaggio del colore da immagini raster a superficie tridimensionale, ma il tutto non è automatizzato. La registrazione tra il dato 2D e 3D è stata effettuata manualmente e la successiva rifinitura attraverso la mutua informazione non ha funzionato correttamente (eventualità considerata dato che si tratta di un processo statistico). Di conseguenza il risultato del mappaggio è stato influenzato dalla manualità dell'operatore. Gli errori dovuti alla non ottima registrazione sono visibili su tutte le superfici tridimensionali. In particolare, sia nella condizione post-cammino che nella condizione basale (figure 6.17 e 6.19), osservando le zone in cui erano stati posizionati i marker, punti usati come riferimento per l'allineamento, in alcuni casi si nota una, seppur minima, non perfetta corrispondenza tra sporgenza tridimensionale e colorazione blu. Nella tabella 6.1 sono riportate le distanze, calcolate mediante lo strumento di misura di meshLab, tra i picchi dei marker e il centro degli aloni blu. A causa di queste minime discrepanze, di cui di seguito si riportano media, deviazione standard e range, sulla superficie differenziale (figura 6.20 e tabella 6.1) non

sempre si ha temperatura nulla in corrispondenza dei marker, dove invece è possibile rilevare due aloni vicini, uno rosso ed uno blu (temperatura maggiore e temperatura minore).

MEDIA	0.0027
DEV.STANDARD	0.0016
MINIMO	0
MASSIMO	0.005

E' lecito comunque sottolineare che l'errore commesso è molto piccolo per il campo dell'ortopedia tecnica.

Per quanto riguarda nello specifico la funzione di mappaggio, è stato scelto di non utilizzare il must photo blending poiché si è osservato comportasse la comparsa di punti con colorazione spuria, non attinente alle immagini raster date in input (figura 6.21). La texturizzazione con parametrizzazione invece ha fornito una buona colorazione in uscita, anche se come conseguenza del blending sono state create codifiche RGB diverse da quelle memorizzate nella mappa delle corrispondenze. Per risolvere tale problema si è dimostrata ottima la scelta dell'utilizzo della Radial basis networks. Addestrata e testata con la mappa delle corrispondenze, ha permesso di raggiungere l'obiettivo di $MSE = 10^{-4}$ con l'utilizzo di 30 neuroni nascosti, commettendo un errore punto punto dell'ordine del centesimo di grado (figura 6.22), ben al di sotto dell'accuratezza di misura del sistema IR.

Dall'analisi visiva dei termogrammi tridimensionali emerge che:

- La condizione post-cammino, con una temperatura di base di circa 34°C, presenta zone che raggiungono i 36°C, in

particolare l'area sopra-patellare, le due alette e il cavo popliteo;

- La condizione basale mostra un calo generale della temperatura, in particolare la zona apicale anteriore arriva a temperature di circa 31-32°C, ma soprattutto la permanenza di quattro aree ancora ad alta temperatura;
- La mappa differenziale evidenzia come 15 minuti di riposo abbiano comportato un raffreddamento importante (2-3 °C) solo nella parte apicale anteriore, un raffreddamento generale di circa 1°C e condizione quasi stazionaria (0°C di differenza) per la zona sopra-patellare, le alette e il cavo popliteo.

Tali considerazioni possono essere fondamentali per lo studio del moncone e dell'invasatura. Se quindici minuti di riposo non hanno permesso il recupero della temperatura basale, significa che la protesi sottopone zona patellare, alette e cavo popliteo a pressioni e stress troppo elevati. Ciò provoca dolore, infiammazione e discomfort al paziente, come effettivamente da lui riportato. Di conseguenza sarebbe necessario modificare il design dell'invasatura, caricando meno le zone problematiche.

7. CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

Nel presente studio di tesi sono state sperimentate ed unite tra loro diverse tecniche di computer-vision. Per ognuna di esse è stata valutata l'adattabilità allo studio dell'interfaccia moncone-protesi d'arto inferiore, ed in particolare all'analisi quantitativa della distribuzione delle temperature subito prima e subito dopo l'utilizzo della protesi. Risultati soddisfacenti sono stati ottenuti combinando le scansioni effettuate con il software Skanect e il Kinect, con le varie funzionalità fornite da MeshLab. Ciò dimostra come la combinazione di diverse tecniche e l'utilizzo di strumenti semplici e low-cost possa portare comunque al raggiungimento degli obiettivi.

Tale elaborato può essere una buona base per gli sviluppi futuri nel campo della termografia tridimensionale in protesica. Due potrebbero essere le strade da seguire:

- Migliorare la tecnica prescelta, cercando di automatizzare il processo di texture mapping;
- Mettere a punto un sistema di termografia tridimensionale che interfacci la termocamera con della strumentazione funzionale alla ricostruzione 3D. L'idea migliore sarebbe quella di utilizzare uno scanner professionale per protesica ed interfacciare l'uscita del suo software con quella della termocamera. Step necessario sarebbe la calibrazione, che renderebbe nota la relazione tra i due sistemi di riferimento.

La seconda opzione, più complicata ma più vantaggiosa, permetterebbe non solo di ottenere in maniera diretta un termogramma 3D, ma anche di standardizzarlo, cioè di renderlo indipendente dal punto di vista.

BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA

- [1] ITOP - Officine Ortopediche, Manuale dispositivi ortopedici e classificazione ISO.
- [2] Joan E.Edelstein, Alex Moroz, "Lower-limb prosthetics and orthotics", cap.3-4.
- [3] Douglas G.Smith, John W.Michael, John H.Bowker, "Atlas of Amputations and Limb Deficiencies". Terza edizione, cap.39
- [4] www.termografia-ir.com/files/UNI-10824-1Termografia-all-infrarosso_Termini-e-definizioni_-Feb-2000-.pdf
- [5] FLIR, "Flir R&D software 1.2, User's manual", cap. 19-20
- [6] M.Razeghi, "Current status and future trends of infrared detectors" Center for Quantum devices, Department of Electrical and Computer Engineering, Northwestern University, Evanston, IL 60208, USA
- [7] Brent Griffith, Daniel Turler,Howdy Goudey. Lawrence Berkeley "Infrared Thermographic Systems. A review of IR magers and Their Use". National Laboratory, Berkeley CA. July 27, 2001
- [8] Hairong Q, Nicholas A.Diakides , "Infrared Imaging in Medicine".
- [9] Infrared detectors: an overview. Antoni Rogalski, Institute of Applied Physics, Military University of Technology, 2 Kaliskiego St., 00-908 Warsaw 49, Poland
- [10] H. Qi, N.A. Diakides, Infrared Thermal Imaging. <http://aicip.ece.utk.edu/publication/06thermography.pdf>
- [11] Ibarra-Castanedo C., Galmiche F., Darabi A., Pilla M., Klein M., Ziadi A., Vallerand S.,Pelletier J.-F. and Maldague X., Thermographic

nondestructive evaluation: overview of recent progress, Proc. SPIE 5073, Thermosense XXV, 450, April 3 2003

[12] Digital Infrared thermal Imaging of Human Skin. B.F.Jones and P.Plassmann. IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY

[13] J.Steketee, "Spectral emissivity of the skin and pericardium" Phys.Med.Biol., vol.18, no.5, pp. 686-694, 1973.

[14] J.A. Clark, Effects of surface emissivity and viewing angle on errors in thermography, ACTA Thermographica 1 (1976) 138–141

[15] D.J. Watmough, P.W. Fowler, R. Oliver, The thermal scanning of a curved isothermal surface, Physics in Medicine & Biology 15 (1970) 1–8.

[16] Jones, "A Reappraisal of the use of infrared Thermal Image Analysis in Medicine, IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL:17, NO. 6, DICEMBER 1998

[17] Quantifying the Relevance and Stage of Disease with the Tau Image Technique, Arcangelo Merla, Luigi Di Donato, Silvano Di Luzio, Gian Luca Romani, Department of Clinical Sciences and Bioimaging, University of Chieti

[18] R.P.Clark and M.L.de Calcina-Goff, "International Standardisation in Medical Thermography" in Proc. 18th Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Amsterdam, the Netherlands, Paper 1024, ISBN 90-9010005-9 [CD-ROM] SOE 9609001,1996

[19] E.F.J. Ring, K. Ammer, The technique of infrared imaging in medicine, Thermology International 7 (2000) 7–14.

[20] W.C. Amalu, W.B. Hobbins, J.F. Head, R.L. Elliot, Infrared imaging of the breast – an overview, in: J.D. Bronzino (Ed.), Biomedical Engineering Handbook, third ed., Medical Devices and Systems, CRC Press, 2006, pp. 20.

- [21] J.R. Keyserlingk, P. D. Ahlgren, E. Yu, N.Belliveau, M.Yassa. Functional Infrared imaging of the breast. IEEE Engineering in Medicine and Biology, pages 30-41, May/June 2000.
- [22] Lahiri B. B., Bagavathiappan S., Jayakumar T. and Philip J, Medical applications of infrared thermography: a review, Infrared Physics and Technology, 55, 221-235, 2012
- [23] Spence V.A., Walker, W.F., Troup, I.M., Murdoch, G. (1981). Amputation of the ischemic limb: selection of the optimum site by thermography. *Angiology*, 32, 155-169
- [24] Spence V.A., Walker, W.F (1984). The relationship between temperature isotherms and skin blood flow in the ischemic limb. *J.Surg.Res.*, 36, 278-281
- [25] Kristen H., Lukeschitsch G., Plattner F., Sigmund R., Resch P., "Thermography as a means for quantitative assessment of stump and phantom pains. *Prosthet. Orthot. Int.* 1984,8,76-81
- [26] Faulkner V., Pritham C., "A preliminary report on the use of thermography as a diagnostic aid in prosthetics", *Orthotics and Prosthetics*, 1973, Vol 27, Num4, pp.26-19
- [27] Cutti A., Perego P., Fusca M., Sacchetti R., Andreoni G., "Assessment of Lower Limb Prosthesis through Wearable Sensors and Thermography", *Sensors* 2014,14 5041-5055
- [28] Dr.Nicola D'Apuzzo, "3D Human Body Scanning technologies. Overview, Trends, Applications", *hometrica consulting*
- [29] J.Tong, J. Zhou, L.Liu, Z.Pan, H.Yan, " Scanning 3D Full Human Bodies using Kinects", *IEEE TRANSACTIONS ON VISUALIZATION AND COMPUTER GRAPHICS*, VOL. 18, NO. 4, APRIL 2012

- [30] Cabrelles M., Galcerá S., Navarro S., Lerma J. L., Akasheh T. and Haddad N., Integration of 3D laser scanning, photogrammetry and thermography to record architectural monuments, 22nd CIPA Symposium, Kyoto, Japan, 11-15 October, 2009
- [31] Satzger W., Zenzinger G. and Carl V., Quantitative 3D-Thermography, Proceedings of the 8th International Conference of Quantitative Infrared Thermography QIRT, Padova, Italy, 2006
- [32] Bichinho G. L., Gariba M. A., Sanches I. J., Gamba H. R., Cruz F. P. F. and Nohama P., A Computer Tool for the Fusion and Visualization of Thermal and Magnetic Resonance Images, Journal of Digital Imaging, Vol 22, No 5 (October), pp 527 – 534, 2009
- [33] I. Grubisic, L.Gjenero, T.Lipic, I.Sovic, T.Skala, “ Medical 3D thermography system”, Periodicum Biologorum, vol.113, No 4, 401-406, 2011
- [34] Yiu-Ming Harry Ng and R.Du, “Acquisition of 3D Surface Temperature Distribution of a Car Body”, Proc. IEEE Int. Conf. Inf. Acquisition, HongKong, p 16-20
- [35] X.Ju, J.Nebel, J.P.Siebert, “3D Thermography Imaging Standardization Tecnique for Inflammation Diagnosis”. In:Proc. SPIE, Beijing, China, p5640-5646
- [36] F.Lucchi, “Reverse Engineering tools: development and experimentation of innovative methods for physical and geometrical data integration and post-processing”, tesi di dottorato unibo 2013

[37] Peyman Moghadama and Stephen Vidasb, “HeatWave: the next generation of thermography devices”, Energy and Buildings Volume 66, November 2013, Pages 445–460

[38] Z.Zhang, “Camera Calibration”, Chapter 2, pages 4-43, in G.Medioni and S.B.Kang, eds.; Emerging Topic in Computer Vision, Prentice Hall Professional Technical Reference, 2004.

[39] Roger Y. Tsai, “A Versatile Camera Calibration Techniaue for High-Accuracy 3D Machine Vision Metrology Using Off-the-shelf TV Cameras and Lenses”, IEEE JOURNAL OF ROBOTICS AND AUTOMATION, VOL. RA-3, NO. 4, AUGUST 1987

[40] Davide Scullino, “Stampiamo in 3D”, capitolo 10 pg 133-140. Futura Group Edizioni 2014.

[41] Pierre Moulon, Alessandro Bezzi, “Python Photogrammetry Toolbox: A free solution for Three-Dimensional Documentation”

[42] <http://meshlab.sourceforge.net/>

[43] <http://www.kscan3d.com/>

[44] <http://skanect.occipital.com/>

RINGRAZIAMENTI

Questo studio è il frutto dell'attività di tirocinio svolta presso il Centro Protesi INAIL di Vigorso di Budrio (BO).

Ringrazio il dott. A.G. Cutti che mi ha permesso di vivere questa esperienza, per avermi fatto confrontare con il mondo della ricerca e per le occasioni di crescita culturale concesse. Ringrazio inoltre tutti i dipendenti del centro, e soprattutto i pazienti. Li ringrazio per la voglia di vivere che sono in grado di trasmettere con un solo sorriso, per la forza che hanno nonostante i mali presenti e passati, per la loro umanità.

Allo stesso modo ringrazio il prof. Cappello che mi ha dato aiuto e supporto nella realizzazione di tale progetto.

Ringrazio il prof. Seccia e la dott.ssa F. Lucchi per avermi accolto nel laboratorio di Forlì e per avermi dato preziosi consigli.

Ringrazio coloro che, nella fase sperimentale del progetto, si sono gentilmente offerti come "cavia".

Ringrazio tutti coloro che mi sono stati vicini in questi due anni, rendendo le giornate universitarie meno pesanti e le serate più divertenti. GRAZIE Sorelle Bandiera per essere diventata la mia seconda famiglia, senza di voi niente sarebbe stato lo stesso.

Ringrazio chi mi ha regalato un sorriso nei momenti più difficili e chi mi ha dato la forza di continuare a dare il meglio di me. GRAZIE alle

amiche di sempre, e GRAZIE soprattutto a Te... se sono arrivata fin qui dopo tutto il merito è anche il tuo.

Ringrazio la mia Famiglia che mi ha permesso di vivere tutto questo e mi ha sempre spronato ad andare avanti. Grazie alle mie piccole pulci.

