



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
FACOLTÀ DI INGEGNERIA
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

SCANNER LASER 3D

PER APPLICAZIONI BIOMEDICHE

LAUREANDA: SILVIA GUGGIA
RELATORE: PROF.SSA MARIA GUGLIELMINA PELIZZO
CORRELATORE: DOTT. STEFANO BONORA

NOVEMBRE 2010



Sommario

1	<u>Introduzione</u>	2
2	<u>Metodi di misurazione 3D</u>	3
2.1	<u>Tecniche passive</u>	3
2.2	<u>Tecniche attive</u>	3
2.2.1	<u>Tecniche per riflessione</u>	6
2.2.1.1	<u>Tecniche non ottiche per riflessione</u>	6
2.2.1.2	<u>Tecniche ottiche per riflessione</u>	7
3	<u>Triangolazione</u>	8
3.1	<u>Configurazione tipica di un sistema di triangolazione</u>	9
3.2	<u>Approcci per il calcolo della posizione del punto</u>	10
3.3	<u>I principali metodi di proiezione</u>	12
3.2.1	<u>Proiezione di un punto luce</u>	12
3.2.2	<u>Proiezione di una linea di luce</u>	16
3.3	<u>Vantaggi</u>	18
3.4	<u>Svantaggi</u>	18
4	<u>Applicazioni all'ambito biomedicale</u>	20
4.1	<u>Produzione di elementi protesici esterni</u>	21
4.2	<u>Misurazioni sulla superficie cutanea</u>	25
4.2.1	<u>Misurazione della pulsazione arteriosa</u>	25
4.2.2	<u>Misurazione delle vibrazioni della gola in fase di fonazione</u>	36
4.3	<u>Image-guided surgery</u>	41
4.4	<u>Biomeccanica, ortopedia</u>	43
5.5	<u>Odontoiatria</u>	46
5	<u>Conclusioni</u>	48
	<u>Bibliografia</u>	49

1 Introduzione

Questa tesina ha come scopo l'illustrazione di una delle moderne tecniche di rilevazione di profili tridimensionali: il metodo di scannerizzazione fondato sul principio della triangolazione ottica tramite sorgente laser.

I sistemi per l'acquisizione in formato digitale di informazioni tridimensionali di oggetti e superfici, dei quali sarà riportata una breve carrellata, sono numerosi ed hanno assunto negli ultimi anni un'importanza sempre più rilevante. Le applicazioni sono le più svariate: controllo dimensionale e di qualità, reverse engineering, prototipazione rapida, ricostruzione tridimensionale e virtualizzazione ed i campi sono i più diffusi: industria, architettura, settore legale, tutela di beni artistici, medicina. In questa tesina saranno riportate le applicazioni più significative limitatamente all'ambito medico e biomedicale.

Tra le varie tecniche, quelle che implicano l'utilizzo di sensori ottici, tipicamente non invasivi (privi di contatto diretto), sono quelle che hanno ricevuto il maggior consenso ed interesse: il tempo di acquisizione, rispetto alle soluzioni con sonde "a contatto", è notevolmente minore inoltre vengono evitati l'usura e l'eventuale danneggiamento dello strumento e della superficie in analisi. Le tecniche ottiche possono essere distinte in due grandi gruppi: tecniche passive e tecniche attive. Con i metodi passivi non è necessario un controllo sulla sorgente di luce: riflettanza di superficie, disparità stereo e camera-motion sono esempi di tecniche basate sull'analisi delle immagini acquisite il cui più grosso svantaggio è rappresentato dal notevole aggravio computazionale per l'elaborazione dei dati e l'ottenimento dell'informazione di profondità. Nei metodi attivi, invece, l'uso di luce strutturata (con un preciso pattern) semplifica di molto questo problema. L'interferometria, le tecniche Moirè e così anche i metodi basati sulla triangolazione sono adatti per le brevi distanze e permettono di ottenere misure molto accurate su piccoli intervalli di profondità, i metodi sul tempo di volo sono adatti per medie e lunghe distanze mentre

2 Metodi di misura di forma

Diverse tecniche di acquisizione di forme e profili hanno avuto origine nel secolo scorso e recentemente hanno visto un enorme progresso, specializzandosi al fine di ottimizzarne le prestazioni nel particolare ambito di utilizzo.

Sarà effettuata una prima classificazione tra i due diversi approcci di base che diversifica le tecniche in passive e attive, per poi illustrare brevemente le tecniche attive più utilizzate.

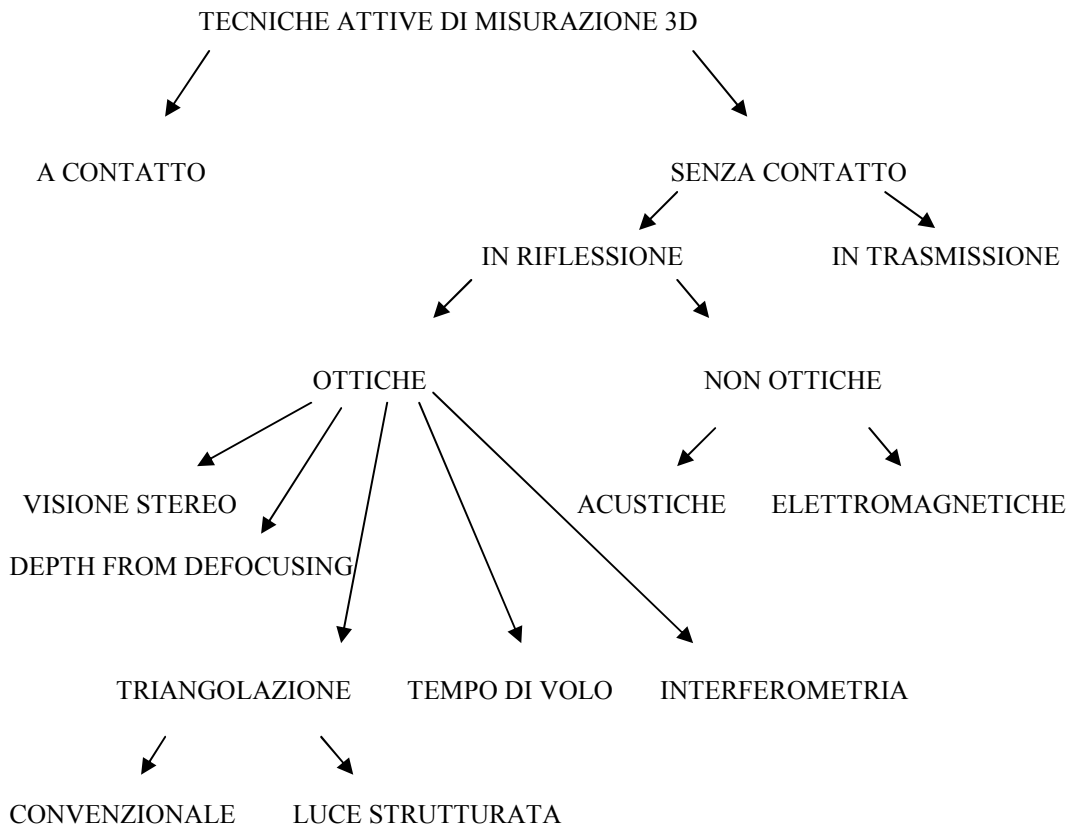
2.1 Tecniche passive

Le tecniche passive consentono di reperire informazioni sulla forma degli oggetti a partire dalle immagini acquisite, senza interazione con l'oggetto. Un esempio di tali tecniche è la visione stereo nella quale, per estrarre l'informazione di profondità, è necessario individuare dei punti corrispondenti nelle immagini da cui può calcolare il valore della terza dimensione al fine di caratterizzare la scena tridimensionale (le due linee di vista che passano attraverso il dato punto in comune nelle due immagini si intersecano nel punto tridimensionale che individua la superficie dell'oggetto). Altre tecniche sono lo studio delle ombre o la depth from defocusing (nella versione passiva).

Si tratta di tecniche che non consentono però una buona qualità dei modelli digitalizzati e per questo trovano applicazione quasi esclusivamente nella visione 3D per robot per i quali è sufficiente carpire una forma sommaria degli oggetti.

2.2 Tecniche attive

Esistono numerose tipologie di tecniche attive ed altrettanti modi per classificarle. Ne verrà illustrata dettagliatamente una, nominando soltanto alcune delle tecniche più note ed utilizzate.



Come prima cosa e' possibile individuare i metodi a contatto e quelli senza contatto. I sensori a contatto sono in genere costituiti da bracci meccanici snodati e dotati di uno stilo sensibile. Dalla misura degli angoli del braccio per ogni acquisizione effettuata al contatto con la superficie dell'oggetto, si risale alla posizione dello stilo istante per istante. Sono complicati da utilizzare e mantenere e non sono adatti ad un utilizzo su materiali fragili, ne' sulle superfici morbide tipiche del corpo umano.

I metodi attivi senza contatto operano proiettando sulla superficie in analisi un qualche tipo di energia e misurando l'energia da esso trasmessa o riflessa.

Un esempio di tecnica in trasmissione molto utilizzata, specialmente in ambito medico e' la computed tomography (CT), nota anche come TAC (Computed Axial Tomography). Essa sfrutta onde ad elevata energia (raggi X) che investono l'oggetto in esame e misura la quantità di radiazioni che lo attraversano

permettendo la ricostruzione volumetrica della densità di tale oggetto e la sua superficie. Nell'Illustrazione 1, un risultato di un'applicazione medica.

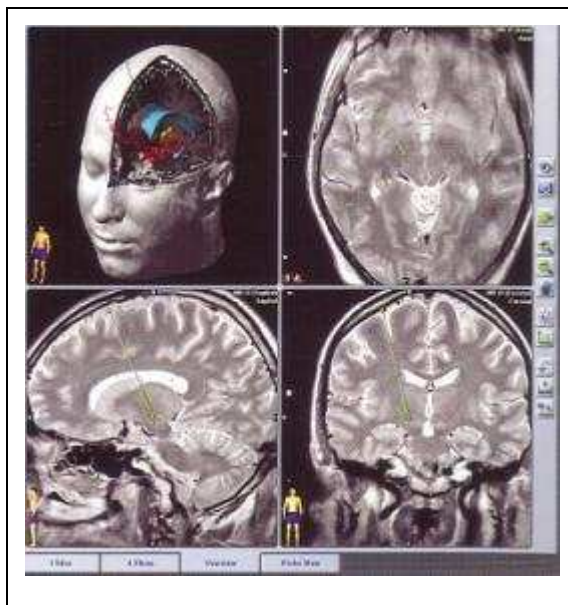


Illustrazione 1: sezioni di cranio ottenute da CT.

I pregi di tale soluzione sono l'insensibilità ai fenomeni di riflessione sulla superficie e la capacità di rilevare anche le cavità di interesse, il principale svantaggio risiede nella produzione di onde ionizzanti prodotte dai materiali radioattivi utilizzati per ottenere le elevate energie in gioco.

Un'altra tecnica in trasmissione prevede la misurazione del segnale elettrico prodotto dalle molecole dei diversi tessuti sottoposti ad un campo magnetico (MRI, Magnetic Resonance Imaging). L'MRI è diffusamente utilizzata a scopi diagnostici in campo medico. Permette di ricreare una mappa tridimensionale delle strutture anatomiche, studiare la vascolarizzazione dei tessuti, valutare la salute delle articolazioni e diagnosticare con estrema precisione malattie neurologiche ed alcune forme tumorali, fornendo immagini dettagliate del cervello e della colonna vertebrale, informazioni in campo traumatologico, oncologico, ortopedico, cardiologico e gastroenterologico.

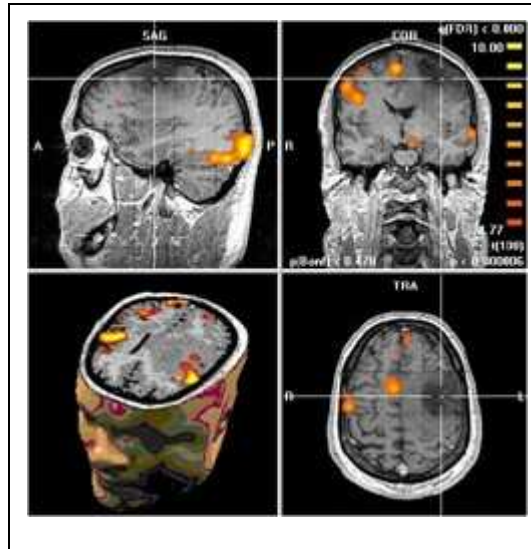


Illustrazione 2: Immagini da MRI.

A causa della generazione di un campo magnetico generato dall'apparecchiatura soggetti con apparecchi metallici interni (pace-maker, protesi metalliche, clips vascolari) o in gravidanza non possono sottoporsi a tale metodo d'indagine. Il maggior limite consiste però nell'elevato costo dell'apparecchiatura e delle operazioni di manutenzione.

2.2.1 Tecniche attive per riflessione

I metodi per riflessione sono i preferibili. A seconda della radiazione utilizzata si distinguono in due gruppi: non ottica e ottica.

2.2.1.1 Tecniche non ottiche per riflessione

Le tecniche per riflessione non ottiche più diffuse in medicina prevedono prevalentemente l'utilizzo di sensori acustici. Esse individuano la posizione dell'oggetto cronometrando il tempo che impiega l'impulso, l'onda o il segnale continuo modulato in fase o in ampiezza ad arrivare all'oggetto, venire riflesso e ritornare indietro (ecografi, flussimetri ad effetto Doppler). I dispositivi medici basati sull'utilizzo di onde acustiche (US) non sono molto accurati e sono in

genere utilizzati per effettuare indagini preventive in vista di ulteriori esami tramite tecniche più complesse quali TAC, MRI, angiografia.

2.2.1.2 Tecniche ottiche per riflessione

Nei metodi ottici in riflessione la luce viene proiettata sulla superficie. Analizzando le riflessioni che l'onda subisce sull'oggetto e' possibile determinarne la forma. Tali metodi comprendono le tecniche basate sulla visione stereo (nella versione attiva), sul depth from defocusing, sul tempo di volo, sull'interferometria nonché sulla triangolazione della quale ci occuperemo.

3 Triangolazione

In questo capitolo sarà approfondita la tecnica di scannerizzazione laser basata sul principio della triangolazione, illustrando la configurazione tipica di uno strumento basato su tale tecnica, riportando i due principali metodi utilizzabili in ambito biomedicale (proiezione di un singolo punto luce, proiezione di una linea di luce) e le relazioni trigonometriche che permettono di risalire ai parametri tridimensionali dei punti dell'oggetto in analisi. Infine saranno illustrati i vantaggi e gli svantaggi attribuibili alla scannerizzazione per triangolazione.

3.1 Configurazione tipica di un sistema di triangolazione

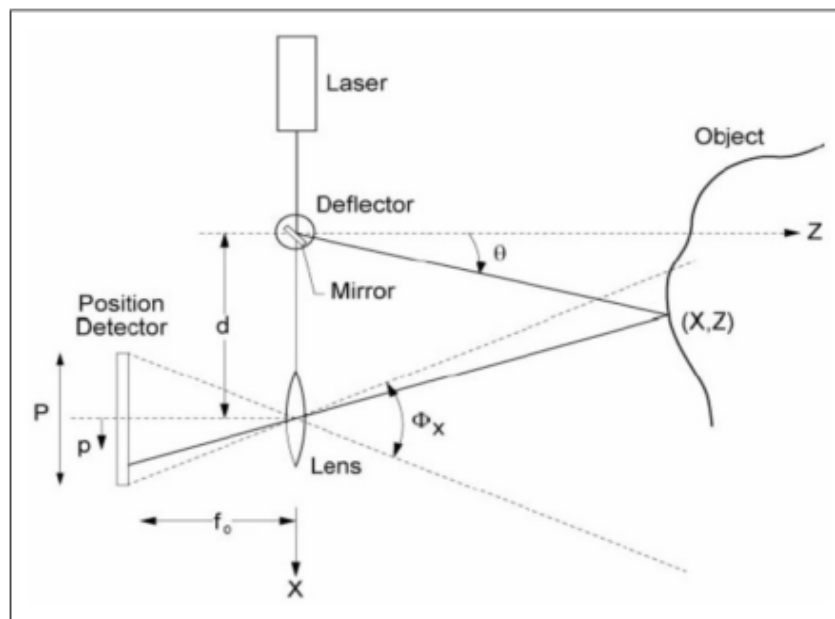


Illustrazione 3: Tipica configurazione di un sistema di triangolazione.

Una tipica configurazione di un sistema di rilevazione tramite triangolazione è presentata nell'illustrazione 3 e prevede un fascio laser proiettato sull'oggetto che, deflesso da uno o più specchi secondo un passo incrementale, si sposta su

quest'ultimo evidenziandone le diverse zone secondo una scansione regolare. La radiazione riflessa viene focalizzata da una lente in un sensore a stato solido CCD (charge coupled devices), per la rilevazione della posizione, posto ad una distanza prefissata rispetto al punto da cui il laser viene inviato all'oggetto.

Relazioni trigonometriche permettono di risalire alle coordinate X e Z . La deviazione standard della misura di profondità Z è inversamente proporzionale alla distanza d tra il laser ed il CCD e alla distanza tra lente e sensore f_0 , mentre è direttamente proporzionale al quadrato della profondità.

Sarebbe desiderabile aumentare sia f_0 che d , ma si devono considerare le dimensioni della camera e dell'immagine finale: un'elevata f_0 comporterebbe o un grande sensore o un elevato campo visivo Φ_X . E' necessario poi mantenere piccolo d per limitare l'effetto delle ombre: uno svantaggio intrinseco a tutti i metodi di triangolazione che ne limita l'applicabilità nei casi in cui le superfici presentino repentine variazioni di profondità (gole, fessure, cambi di pendenza). L'Illustrazione 4 mostra chiaramente il concetto:

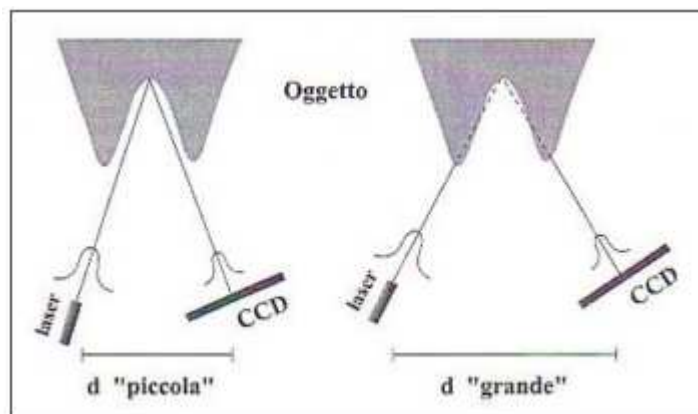


Illustrazione 4: Effetto ombra

Da ciò risulta che in un tale sistema di rilevazione è necessario arrivare a dei compromessi tra campo visivo, incertezza nella misura di profondità ed effetti ombra.

Un sistema laser a scansione fornisce quindi come risultato diretto della sessione di misura un insieme di coordinate tridimensionali. Tali coordinate individuano un numero elevatissimo di punti (nuvola di punti) che caratterizzano la superficie esterna dell'oggetto scansionato. Attualmente sistemi di scansione laser operano in modo quasi completamente automatico e sono in grado di acquisire un numero notevolissimo di punti al secondo, a volte anche nell'ordine delle migliaia, consentono di operare su distanze piccole offrendo un'elevata precisione.

3.2 Approcci per il calcolo della posizione del punto

Per il calcolo della posizione di un punto nelle tre dimensioni esistono sostanzialmente due differenti approcci relativi alla triangolazione illustrati nelle Illustrazioni 5 e 6.

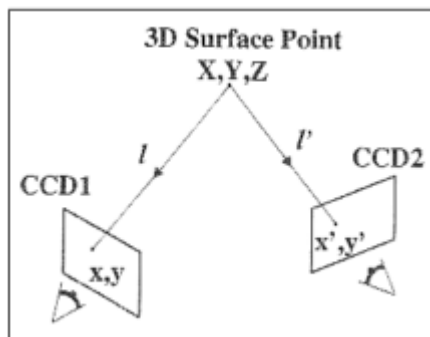


Illustrazione 5: Visione stereo.

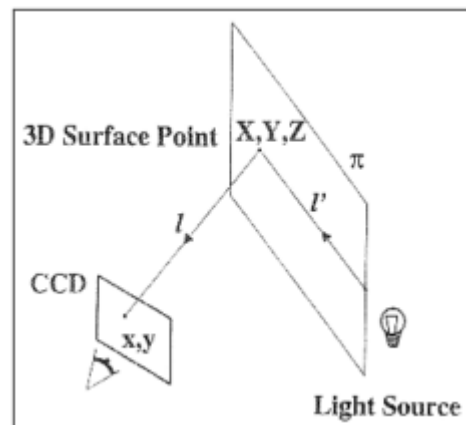


Illustrazione 6: Triangolazione.

La posizione (x, y) del singolo pixel, punto in cui si forma l'immagine nel sensore $CCD1$ o $CCD2$ nelle due Illustrazioni, limita la localizzazione del corrispondente punto oggetto (X, Y, Z) in un determinato sottospazio dell'intera scena raggiunta dalla camera. Tale sottospazio può essere individuato da un raggio l , definito come il segmento che congiunge il punto oggetto (X, Y, Z) al punto immagine (x, y) . Dunque si può restringere la ricerca del punto (X, Y, Z) all'interno di l . Se i

parametri propri della camera e la geometria del sistema sono noti, allora è possibile descrivere l nello spazio tridimensionale.

Intersecando il raggio l con un ulteriore raggio l' od un piano π è possibile individuare univocamente il punto (X, Y, Z) . Nella visione stereo il secondo raggio l' è scelto in modo tale che entrambe le telecamere individuino lo stesso punto oggetto della scena tridimensionale. Nell'approccio con sorgente laser (o, alternativamente, con luce strutturata) invece, il raggio l' o il piano π vengono attivamente proiettati sulla scena. In quest'ottica dunque, l'approccio che utilizza la sorgente laser è una variante del metodo di visione stereo in cui una delle due telecamere è sostituita da una sorgente che proietta uno spot laser od un pattern sulla scena.

La triangolazione è ottenuta intersecando il raggio o il piano proiettato con il raggio acquisito dal sensore, trasferendo la complessità del sistema dall'elaborazione delle immagini che segue l'acquisizione nel caso di visione stereo, alle sole procedure di codifica della luce da proiettare nel caso di luce strutturata.

3.2 I principali metodi di proiezione

I metodi di proiezione utilizzati nelle applicazioni che vedremo più avanti sono sostanzialmente due: si può scansionare con il raggio laser tutto l'oggetto da rilevare deflettendo per mezzo di due specchi mossi da motori elettrici, si possono usare molteplici sorgenti laser che creano una lama di luce oppure una fonte laser dotata di un certo pattern, solitamente costituito di linee verticali.

In generale, i pattern di luce sono di differenti forme, costituiti di linee, di punti o altri tipi di codifica. Possono essere proiettati staticamente sulla scena o cambiare dinamicamente posizione, orientamento od anche disegno. Sorgenti laser o proiettori LCD possono essere utilizzati per generarli. I risultati ottenibili con l'approccio a luce strutturata sono fortemente influenzati dal preciso rilevamento del pattern proiettato nell'immagine acquisita. Se le geometrie di proiezione e di acquisizione sono note, le coordinate tridimensionali possono essere estratte con un'opportuna triangolazione. In tale caso, però, la complessità computazionale è mediamente elevata portando, d'altro canto, a maggiori volumi rilevabili rispetto alla tecnica di triangolazione semplice.

Le misurazioni e la ricostruzione della superficie sono ottenute, in ogni caso, dallo spostamento, a causa della presenza dell'oggetto in analisi, tra le linee osservate ed il pattern iniziale di riferimento e dalla conoscenza della geometria del sistema stesso di triangolazione.

3.2.1 Proiezione di un punto luce

La proiezione di un singolo punto luce è il metodo più semplice per misurare la distanza in uno spazio tridimensionale tra il sensore e la superficie in analisi. Il punto è generato da una sorgente laser il cui fascio è collimato da un sistema opportuno di lenti. L'intersezione di tale raggio con il corrispondente raggio di acquisizione della telecamera identifica univocamente il punto nelle tre dimensioni.

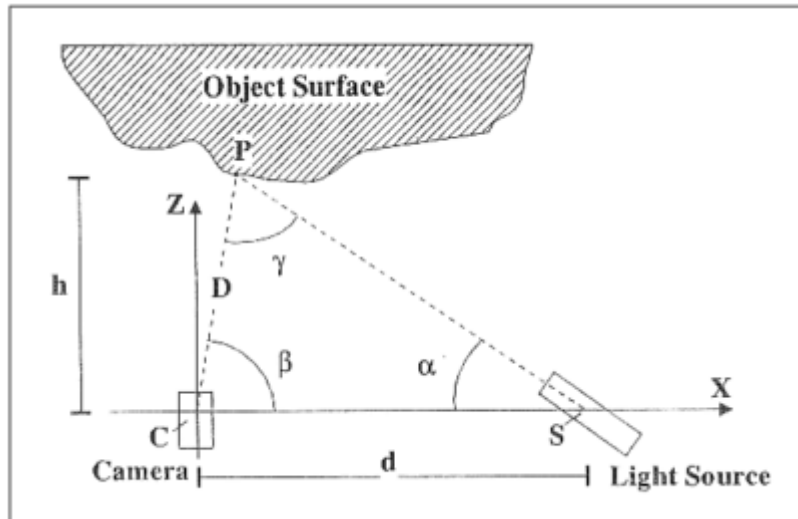


Illustrazione 7: Triangolazione con pattern a singolo punto.

Si considerino, come semplificazione, le sole due dimensioni indicate nell'illustrazione 7, ossia la dimensione di profondità ed una sola di quelle appartenenti al piano sensore, nel nostro caso l'asse orizzontale X . I raggi SP (Source to Point) e CP (Camera to Point) giacciono nel piano XZ . La distanza d tra la camera C e la sorgente S è assunta come nota e costante. L'angolo β , sotto cui vengono visti i punti oggetto rispetto all'asse ottico della camera, è definito dalla geometria del sistema. L'angolo α , direzione del fascio laser, è determinato in fase di calibrazione e può essere controllato da opportuni sistemi a specchio. La distanza D tra la camera ed il punto oggetto P è ricavata da:

$$D \sin(\gamma) = d \sin(\alpha)$$

per angoli supplementari vale:

$$\sin(\gamma) = \sin(\alpha + \beta)$$

si ottiene:

$$D = \frac{d \sin(\alpha)}{\sin(\alpha + \beta)}$$

Il sistema di coordinate cartesiano è centrato in C con l'asse Z coincidente con l'asse ottico della camera e l'asse X come estensione del segmento CS. La posizione del punto P di coordinate (X_0, Z_0) è data da:

$$X_0 = D \cos \beta$$

$$Z_0 = D \sin \beta = h$$

L'accuratezza del risultato finale nell'individuazione del punto dipende sia dalle procedure di calibrazione in cui si determinano i parametri D , α e β , sia dalla precisione con cui si determina la posizione del punto luce nell'immagine acquisita.

La procedura di calibrazione può essere notevolmente facilitata e velocizzata con una tecnica basata sul "piano di riferimento". Quando si deve effettuare una misura, per primo viene analizzato lo spazio senza l'oggetto di cui se ne prendono i riferimenti; successivamente si posiziona l'oggetto sulla scena e la procedura di misurazione viene ripetuta. Le informazioni di profondità vengono ricavate sfruttando entrambe le informazioni e più precisamente dallo spostamento che il pattern ha subito a causa della presenza dell'oggetto. L'Illustrazione 8 chiarifica come avviene la fase di calibrazione con questa tecnica.

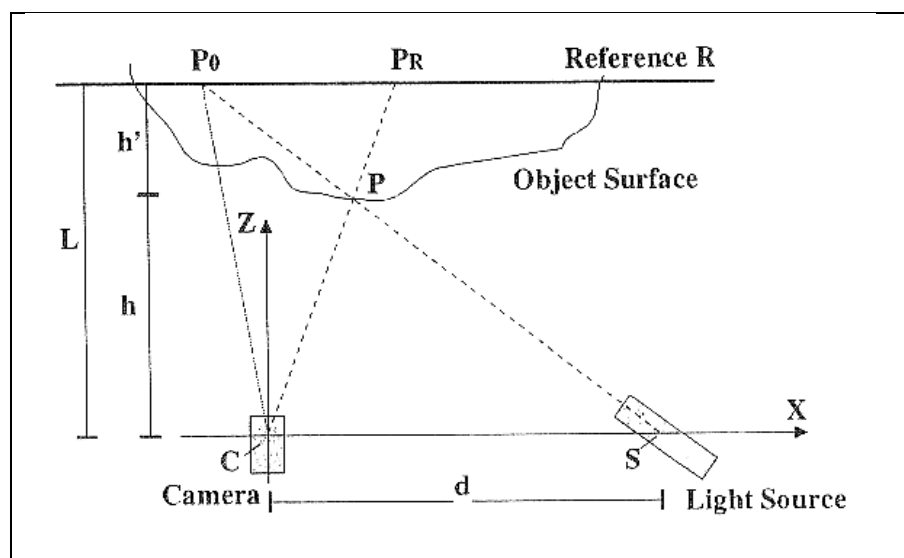


Illustrazione 8: calibrazione con piano di riferimento.

Il piano di riferimento R è posto ad una distanza L dal segmento CS e ad esso parallelo (quindi parallelo anche all'asse X ed ortogonale all'asse Z). Quando non è presente alcun oggetto, il raggio di luce proiettato dalla sorgente incontra il piano di riferimento nel punto P_0 e la sua posizione è rilevata dalla camera. In presenza dell'oggetto, il raggio SP_0 viene riflesso dal punto P e rilevato dalla camera in una posizione diversa rispetto a prima. La posizione di tale punto corrisponde al punto virtuale P_R nel piano di riferimento, che giace nella stessa semiretta passante per P . In definitiva, dal punto di vista della camera, la presenza dell'oggetto ha avuto l'effetto di spostare la posizione del punto immagine da P_0 a P_R . Questo spostamento S_R è calcolato in proporzione allo spostamento nel piano immagine del sensore all'interno della camera. L'informazione di profondità h è ricavata notando che i triangoli $C P S$ e $P_R P P_0$ sono simili e dunque vale la relazione

$$\frac{\overline{CS}}{\overline{P_0P_R}} = \frac{h}{h'}$$

Sostituendo $\overline{CS} = d$, $\overline{P_0P_R} = S_R$, $h' = L - h$ con semplici passaggi otteniamo:

$$\frac{d}{S_R} = \frac{h}{L - h}$$

$$(L - h) \cdot d = h \cdot S_R$$

$$L \cdot d - h \cdot d = h \cdot S_R$$

$$h \cdot (S_R + d) = L \cdot d$$

quindi:

$$h = \frac{L \cdot d}{S_R + d}$$

Volendo esprimere il senso di profondità tramite il suo valore “complementare” h' , con alcuni passaggi:

$$h' = L - h = L - \frac{L \cdot d}{S_R + d} = \frac{L \cdot S_R + L \cdot d - L \cdot d}{S_R + d}$$

otteniamo:

$$h' = \frac{L \cdot S_R}{S_R + d}$$

consentendo la valutazione della profondità del punto P senza altri parametri oltre alle distanze L e d che sono note a priori.

Trovata la profondità di un punto, la misurazione dell'intero oggetto avviene, seguendo lo stesso principio, facendo scorrere il raggio laser sulla sua superficie tramite un sistema a specchi per deviarne il fascio. La necessaria introduzione anche della coordinata verticale Y complica inevitabilmente i calcoli geometrici, ma il ragionamento di base resta lo stesso.

3.2.2 Proiezione di una linea di luce

L'evoluzione più immediata del singolo punto, ottenuto con un raggio di luce, è la proiezione di una linea, ottenuta con un piano di luce. L'intersezione del piano di luce con la superficie dell'oggetto e' utilizzata al fine di rivelarne il profilo.

In questo modo è possibile calcolare simultaneamente i valori di profondità di un più ampio insieme di punti da una singola immagine, velocizzando ulteriormente il processo di acquisizione rispetto alla semplice proiezione di un unico punto.

Il piano di luce impiegato in questa soluzione può essere riprodotto in modi diversi: con una normale sorgente laser e delle speciali ottiche che ne rendono planare il fascio o con un laser il cui fascio è direttamente prodotto in un piano, con un comune proiettore per diapositive ed uno schermo opaco con una fessura rettilinea o ancora con un proiettore a cristalli liquidi (LCD).

Ovviamente le sorgenti laser, che producono luce coerente, sono quelle che forniscono sull'oggetto una linea molto luminosa e ben marcata, anche in ambienti con una certa illuminazione di fondo, il che porta ad una sua più semplice individuazione nell'immagine acquisita ed quindi ad una maggiore risoluzione in

profondità rispetto ai metodi che prevedono l'utilizzo di diverso tipo di sorgente. Utilizzando infatti una sorgente di luce diffusa sarebbe necessario aumentare la larghezza della riga per poter far arrivare sull'oggetto una sufficiente quantità di energia ottica, in modo che la linea sia abbastanza luminosa e quindi ben riconoscibile nell'immagine acquisita. Una riga più spessa si traduce inevitabilmente in una minore risoluzione. Per la maggior parte delle applicazioni medicali una soluzione di questo tipo può non risultare sufficiente, e quindi si preferisce l'utilizzo di una sorgente laser, nonostante implichi l'osservazione di norme di sicurezza per le persone e gli oggetti, più o meno restrittive a seconda delle potenze raggiunte.

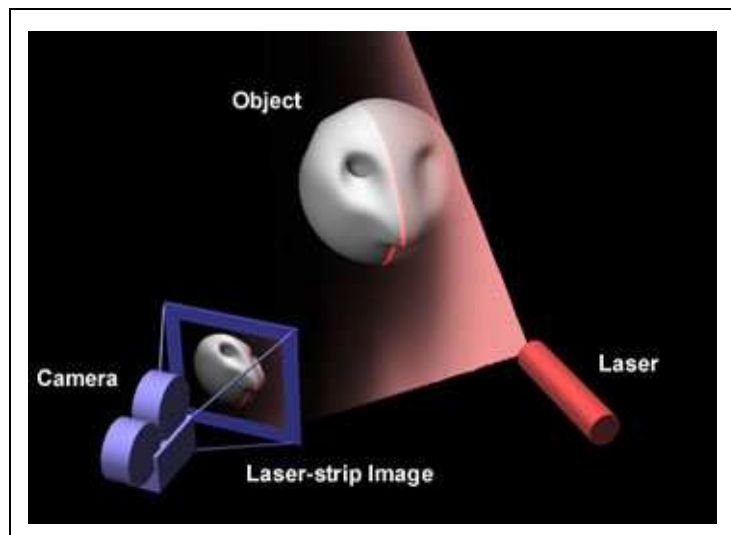


Illustrazione 9: Schematizzazione di triangolazione tramite linea di luce.

La geometria e, conseguentemente, il modello matematico che descrive il sistema risultano più complicati della tecnica a singolo punto, ma, come facilmente intuibile, non ne sono altro che un'estensione dei calcoli visti in precedenza.

La modellizzazione dell'intero campione avviene facendolo ruotare secondo determinati angoli o facendo ruotare la sorgente laser attorno quest'ultimo. Un'opportuna sincronizzazione, tra i valori di profondità e quelli di angolazione, rende possibile la ricostruzione tridimensionale dell'intero oggetto.

3.3 Vantaggi

Questo principio di misura ha notevoli vantaggi:

- un invasività nulla sul paziente e la possibilità di applicazione ai più svariati oggetti;
- l'elevata riconfigurabilità che consente un veloce adattamento dello strumento alla particolare superficie;
- la velocità di acquisizione (precisioni nell'ordine del millimetro, quindi più che soddisfacenti, sono raggiungibili con scansioni dai 3 ai 5 secondi);
- l'indipendenza dalla luce ambientale;
- un costo di produzione e mantenimento molto inferiore rispetto le convenzionali tecniche di rilevamento di forma quali CT, MRI;
- tempo di analisi dei dati e di post-processamento minimo;
- un'unica calibrazione iniziale della strumentazione;
- la capacità di ottenere un numero anche elevato di scannerizzazioni da varie angolature;
- i risultati sono più adattabili alle esigenze dell'utilizzatore il quale può controllare i parametri di acquisizione dei dati e ottenere l'accuratezza desiderata per i post-processamenti.

3.4 Svantaggi

In sintesi gli svantaggi della triangolazione, alcuni dei quali comuni a tutte le tecniche ottiche, possono generalmente riguardare:

- assorbimento o dispersione del segnale da parte delle superfici;
- scarsa precisione in profondità per superfici molto inclinate;
- effetto ombra;
- possibili vibrazioni del sensore;
- limitazione delle dimensioni dell'oggetto;
- incapacità di catturare brusche variazioni di forma;

- difficoltà di scannerizzazione dei bordi di tagli o fessure per tutte le orientazioni.

Tali limiti possono essere evitati in fase di produzione e calibrazione dello specifico strumento per la specifica applicazione e minimizzati tramite lo sviluppo e l'impiego di elementi dotati di ancor maggiore sensibilità e velocità, l'utilizzo di pattern di luce complessi, di lunghezze d'onda (in genere nel campo dell'IR) scelte in modo tale da minimizzare l'assorbimento ed aumentare la riflessione sull'oggetto e di potenze che non compromettano la sicurezza del paziente o della superficie (generalmente si preferiscono densità dell'ordine dei mWmm^{-2}), lo sviluppo di software per un'elaborazione e un'analisi automatiche, la coniugazione con altre tecniche al fine di adattarsi alla precisa applicazione, l'inserimento di elementi di ottica adattiva in grado di modificare dinamicamente la dimensione dello spot laser alla superficie ed al sensore al fine di ottenere un aumento importante di risoluzione spaziale ed ottimizzando il compromesso tra quest'ultima e la profondità di campo.

4 Applicazioni all'ambito biomedicale

I laser sono strumenti che emettono radiazioni su una particolare lunghezza d'onda e per la capacità di raggiungere elevate energie sono ampiamente usati nelle varie branche della medicina non soltanto nella misurazione e calibrazione di superfici. Sono applicate infatti sorgenti laser a sostituzione delle vecchie sorgenti termiche e ottiche che, non avendo le caratteristiche tipiche dei laser quali l'elevata concentrabilità, monocromaticità e intensità, non potrebbero avere un utilizzo così ampio sia terapeutico (fotoablazione, termocoagulazione, terapia fotochimica, interventi laser) che diagnostico (fosforescenza e fluorescenza, acquisizione immagini).

Nella ricerca biomedicale la visualizzazione di parti del corpo, organi, cellule e tessuti è un fattore essenziale. Le superfici esposte, ad esempio la pelle, gli occhi, i denti possono essere analizzate, come anche le strutture interne, da diverse procedure cliniche quali CT, MRI e US sia superficialmente sia tramite seriali sezioni che ne ricostruiscono il volume. Tali procedure non sono invasive, tuttavia neppure completamente non nocive in quanto alcune ionizzanti o poco precise, lente e costose^[1].

Come anticipato nella trattazione teorica una strumentazione basata sulla triangolazione consiste sostanzialmente di due componenti, un emettitore ed un ricevitore di luce: dall'emettitore il fascio laser, tipicamente puntiforme od a striscia, colpisce il target sul quale viene riflesso e raggiunge il ricevitore, tipicamente una telecamera CCD.

Tale tecnica, la cui accuratezza e velocità di digitalizzazione dipende dai coniugati sviluppi in ambito di laser, CCD, circuiti di sincronizzazione e campionamento, gioca un ruolo fondamentale in tutti gli ambiti medicali che richiedono dati geometrici tridimensionali per la ricostruzione di tessuti morbidi e duri nei diversi ordini di grandezza, quali:

- la produzione di elementi protesici esterni;
- l'analisi della superficie cutanea (misura della pulsazione arteriosa e della vibrazione delle corde vocali) e la diagnosi di malattie (cardiovascolari, epidermiche, etc.),

- l' image-guided surgery e le simulazioni chirurgiche;
- la biomeccanica, l'ortopedia;
- l'odontoiatria.

5.1 Produzione di elementi protesici esterni

Un' analisi effettuata sul paziente consente la progettazione di un elemento sostitutivo esterno "ah hoc" senza standardizzazioni che porterebbero ad una non perfetta portabilità, per il trattamento di ricostruzione di parti mancanti o difettose dalla nascita, per patologie o a seguito di incidenti. Le caratteristiche funzionali dell'elemento protesico, unitamente a quelle estetiche, sono cruciali per agevolare il paziente ad affrontare gli inevitabili problemi psicologici, sociali ad anche economici che inevitabilmente derivano un deficit fisico di questo tipo.

Una descrizione computerizzata può portare a modalità di realizzazione dell'elemento migliori, esteticamente più adeguate e funzionalmente più adatte, ed è indispensabile poi per effettuarne una simulazione di funzionamento^[2] (Illustrazione 10 e 11).

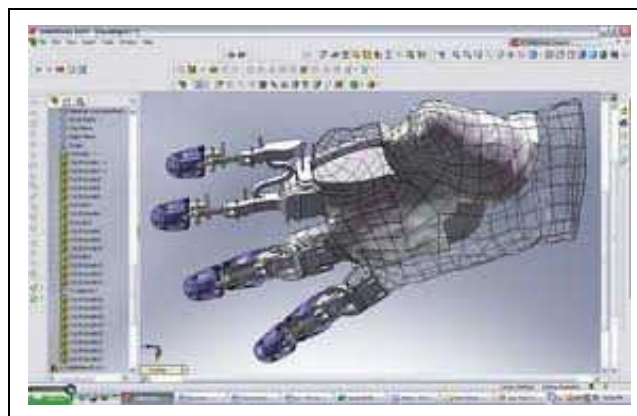


Illustrazione 10: Progettazione di protesi adeguate al caso particolare.

L'informazione tridimensionale su cui si ricostruisce la forma dell'elemento corporeo da integrare viene spesso ancora ottenuta dall'impronta negativa (in genere un calco in gesso o resina) della zona del difetto su cui viene prodotto un elemento sostitutivo. Il processo presenta ben noti svantaggi. Innanzi tutto la fase di rilievo dell'impronta comporta il contatto e la deformazione della zona interessata.

Ne conseguono sia un notevole affaticamento per il paziente sia l'impossibilità a rilevare in modo accurato la forma e la postura originali della zona determinando spesso l'ottenimento di protesi a bassa funzionalità e di basso valore estetico.

E' un dato di fatto che la sostituzione dell'elemento protesico non è evitabile nel tempo, e che essa richieda di ripercorrere tutti i passi della procedura dall'inizio, mantenendo sempre immutati i sopra citati elementi di incertezza sul risultato finale. Al fine di superare almeno parzialmente le limitazioni citate sono stati utilizzati anche in quest'ambito sistemi basati su tomografia (CT) e risonanza magnetica (MRI). La possibilità di ricostruire poi mediante opportuni mezzi software la forma tridimensionale dei tessuti a partire dalla loro rappresentazione conduce in linea di principio ad ottenere copie fedeli delle zone della deformità senza entrare in contatto con i tessuti.

Tuttavia permane il problema del grado di invasività, più o meno accentuato, legato alla natura della radiazione delle consuete tecniche di rilevamento di forma, così come permane, sebbene in misura ridotta, il contributo di errore.

In tale panorama, risulta evidente che la possibilità di effettuare 'in sicurezza' il rilievo del paziente eliminerebbe in modo pressoché totale il limite proprio dei metodi più diffusi.

Se poi i tempi necessari ad effettuare il rilievo risultassero sensibilmente ridotti rispetto a quelli tipici delle metodologie MRI e CT, ne verrebbe certamente una aumentata affidabilità della riproduzione, se non altro per il minor contributo di errore legato agli inevitabili movimenti del paziente.

In tale direzione va l'utilizzo dei sistemi ottici tridimensionali utilizzando radiazione laser, con accuratezze di misura che variano fra alcune decine di micron a qualche millimetro, potenze che preservano superfici sensibili come ad esempio gli occhi e velocità di operazione dell'ordine del secondo. Già sappiamo

che non comportano il contatto con la superficie che deve essere rilevata utilizzando un approccio puramente ‘in riflessione’ diversamente ai metodi CT e MRI, basati sulla trasmissione della radiazione nel mezzo. Unitamente al loro costo, sensibilmente ridotto rispetto ai convenzionali sistemi di imaging medicale, tali vantaggi li rendono ottimi candidati per un utilizzo esteso anche a questo tipo di applicazioni.

La loro velocità di operazione e la più semplice elaborabilità dei dati che comportano rendono poi possibile ipotizzare la costruzione di una banca dati di donatori, dove siano disponibili più modelli della stessa parte mancante, provenienti da diversi donatori.

Le tecniche prevedono sostanzialmente una lama di luce laser che scandisce la superficie da misurare. Come descritto più volte la superficie deforma il pattern luminoso, altrimenti rettilineo e la deformazione viene catturata da una telecamera. In circa 3 secondi e' possibile ottenere risoluzioni di $0.12 \text{ mm}^{[3]}$ e ciò e' compatibile con la necessità di minimizzare l'influenza sulla misura del movimento del paziente. Il sistema è inoltre portatile, di facile montaggio nonché robusto.



Illustrazione 11: Strumento (MINOLTA VI-910^[4]) per la scannerizzazione di superfici corporee al fine di produrre protesi “ah hoc”, soles ortopediche ed altro. Dotato di tre lenti intercambiabili in funzione della distanza dal soggetto ($f=8,14,25$ mm) per un range di distanze da 0.6 a 2.5 m. L'area scansionabile (dipendente dalla distanza) e' al minimo 111mm x 83 mm, al massimo 1196 mm x 897 mm, precisione in profondit  di ± 0.008 mm, tempo di scannerizzazione da 0.3 secondi (per modalit  FAST) a 2.5 secondi (per modalit  FINE), disponibile con laser di classe 1,2 o “Eye-safe”.



Illustrazione 12: Scannerizzazione del volto^[3] di una paziente priva di naso e risultato del modello ottenuto dalla nuvola di punti dati dalla scannerizzazione tramite un operazione di mesh (sostituzione dell'informazione di posizione di ciascun punto, con l'informazione di contiguit  fra punti adiacenti).

Un analogo strumento, di dimensioni minori, e' utilizzato per la scannerizzazione interna dell'orecchio per la produzione di apparecchi acustici adattati al particolare condotto uditivo ed applicati internamente, diversamente dai convenzionali apparecchi acustici posizionali all'esterno del padiglione auricolare. In soli 50 secondi e' possibile scannerizzare il condotto e ricostruirlo al computer con un'accuratezza di $\pm 0,10 \text{ mm}^{[4]}$.

4.2 Analisi della superficie cutanea

4.2.1 Misurazione della pulsazione arteriosa

Esistono inoltre strumenti che consentono la misurazione della pulsazione arteriosa tramite triangolazione laser^{[5][6]}.

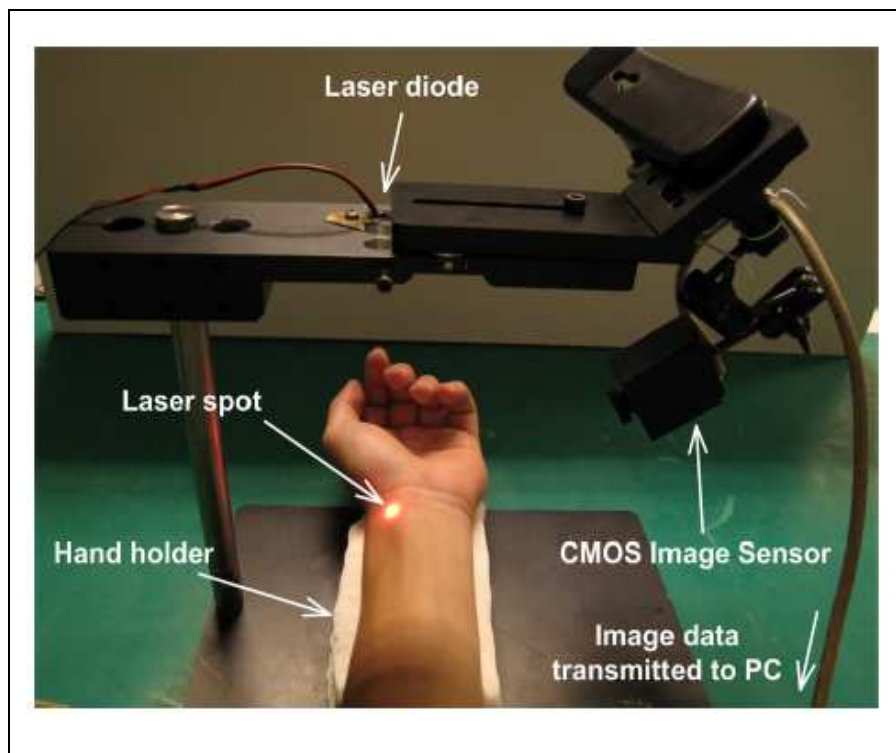


Illustrazione 13: Triangolazione laser per la calibrazione delle pulsazioni arteriose sul polso.

La conoscenza delle pulsazioni arteriose e' attualmente un argomento importante nell'elaborazione di segnali biomedici inoltre, la diagnosi delle pulsazioni e' uno dei quattro metodi di diagnosi utilizzati nella pratica clinica di origine cinese TCM (Traditional Chinese Medicine), per la determinazione delle condizioni psico-fisiche dei pazienti^[6]. Tale pratica si e' dimostrata molto efficace e consiste nella palpazione di diversi punti del polso (in tutto ventinove, ma restringibili a tre) tramite l'indice, il medio e l'anulare ed evidentemente necessita di strumenti che facilitino l'analisi, automatizzandola e rendendola più precisa. In generale i metodi più utilizzati vedono l'utilizzo di stetoscopi, sfigmomanometri, elettrocardiogrammi, ossimetri, strumenti Doppler, set di trasduttori di pressione che consentono di valutare la velocità di vibrazione cutanea in determinati punti del polso. Tuttavia tali metodi possono o interferire con le grandezze di interesse essendo a contatto con il corpo o risultare costose per l'utilizzo di sensori multipli.

Recentemente, alcuni studi hanno utilizzato strumenti basati sulla triangolazione a diodo laser a lunghezza d'onda nel campo dell'IR (di potenza 1.3 mW, $\lambda=650$ nm, ampiezza spettrale di 20 nm) al fine di registrare l'ampiezza e la frequenza delle vibrazioni sulla superficie cutanea (del polso) dovute alla pulsazione di un'arteria sottostante. Tali parametri che consentono di diagnosticare eventuali patologie o anche solamente lo stato emotivo del paziente sotto analisi, elemento che può portare all'acquisizione di dati falsati durante eventuali altre esaminazioni. Il procedimento e' schematizzato nell'Illustrazione 14.

La variazione di altezza del centro (corrispondente al massimo dell'intensità per una propagazione Gaussiana) dello spot sulla superficie cutanea e' catturata, entro la soglia del 20% il valore massimo dell'intensità, con elevata accuratezza e stabilità da un CCD a tecnologia CMOS che permette la scelta della durata di esposizione e del tipo di acquisizione (continua o singola) e con un'area attiva di 5.3×3.8 mm² di 648×488 pixels dotati di elevata fotosensibilità (3150 mV/lux-sec). Tale variazione coincide con la variazione di ampiezza della pulsazione dell'arteria sotto analisi^[6]. Confrontando le immagini acquisite consequenzialmente è stato sviluppato un software che permette di processare le

immagini acquisite e calcolare ampiezza (Illustrazioni 15a, 15b,15c) e frequenza delle pulsazioni del soggetto in analisi (Illustrazioni 16b e 16c).

La frequenza della pulsazione, derivata dalle variazioni delle immagini acquisite (15 frames/s per 10÷20 secondi per ogni misurazione) dello spot laser e processata tramite FFT (Fast Fourier Transform) nonché filtrata con un filtro passa-basso per eliminare frequenze indesiderate (la frequenza di vibrazione varia attorno 0.7÷2 Hz per l'uomo), e' stata confrontata con dati ottenuti dai movimenti di un altoparlante guidato da un generatore di funzioni (sinusoidali) a specifiche frequenze (Illustrazioni 16a e 16b), visualizzabile nell'Illustrazione 17, e con dati ricavati da un sistema standard di misurazione di pressione del sangue su soggetti umani mostrando un errore massimo rispettivamente di 2.5%, ossia 1.5 pulsazioni/min (come illustrato nella Tabella 1) e 2.8%, ossia 2 pulsazioni/min (come illustrato nella Tabella 2).

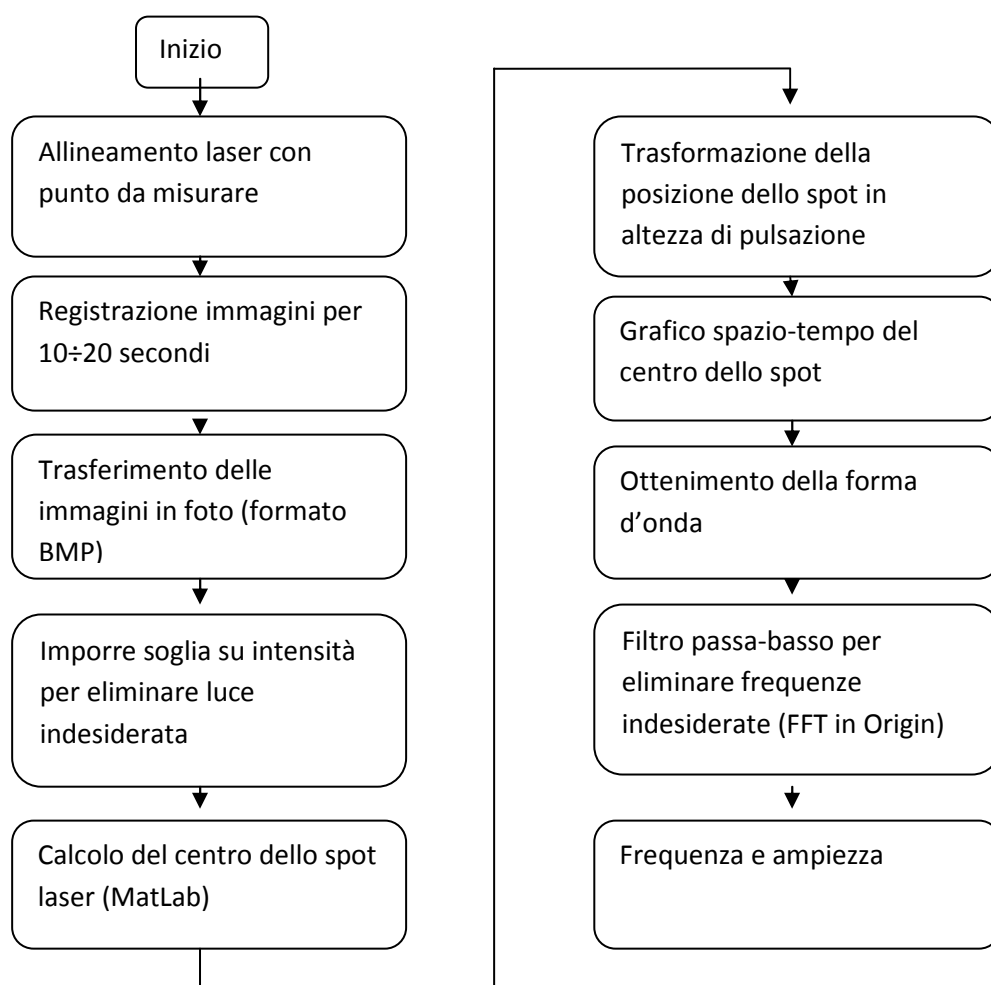


Illustrazione 14.

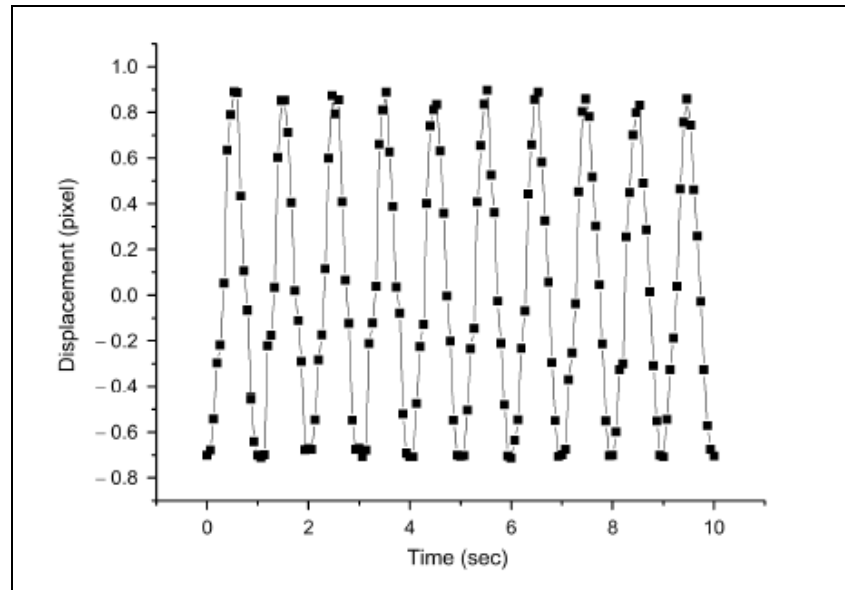


Illustrazione 15a: variazioni della posizione del centro dello spot nel tempo nella calibrazione dello strumento tramite onda sinusoidale.

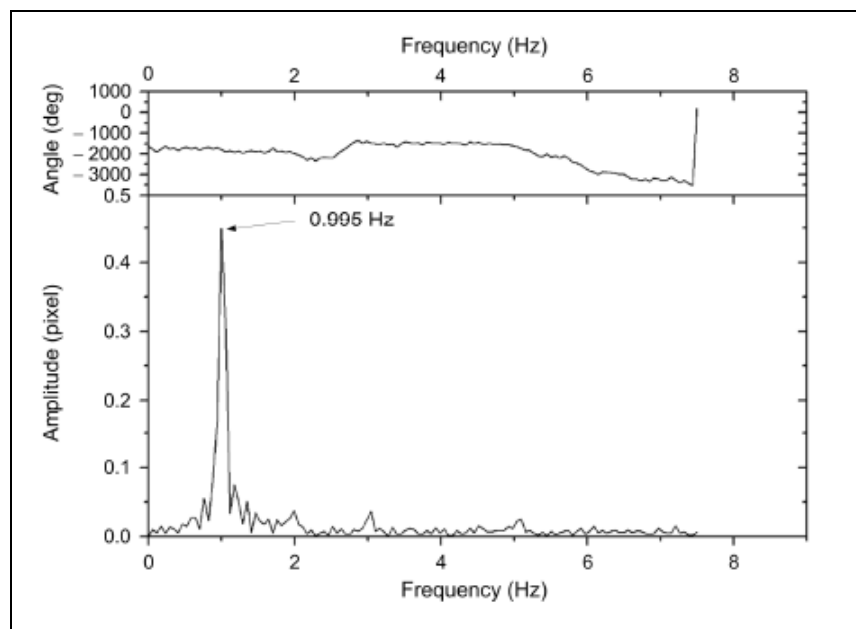


Illustrazione 16a: analisi spettrale dei dati di calibrazione tramite FFT.

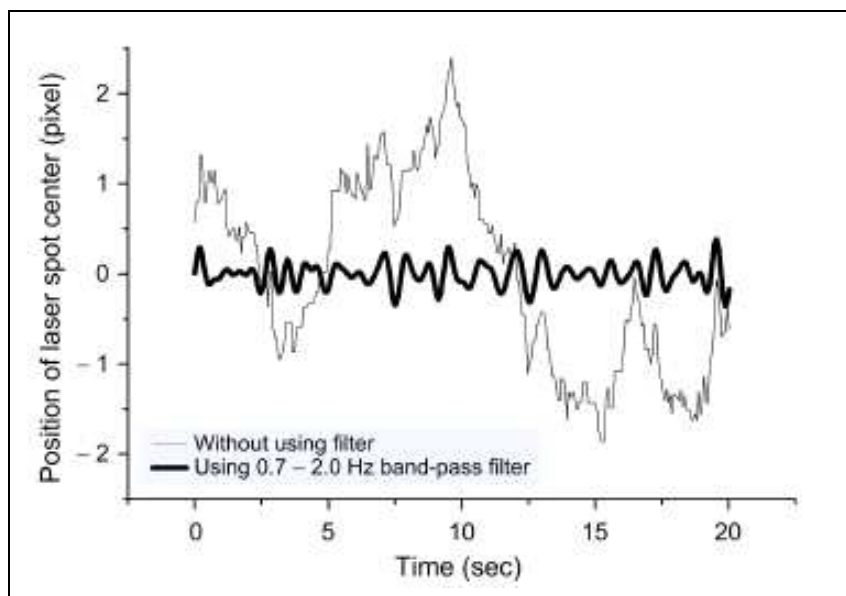


Illustrazione 15b: variazione del centro dello spot laser nel tempo (senza e con filtraggio passa-basso).

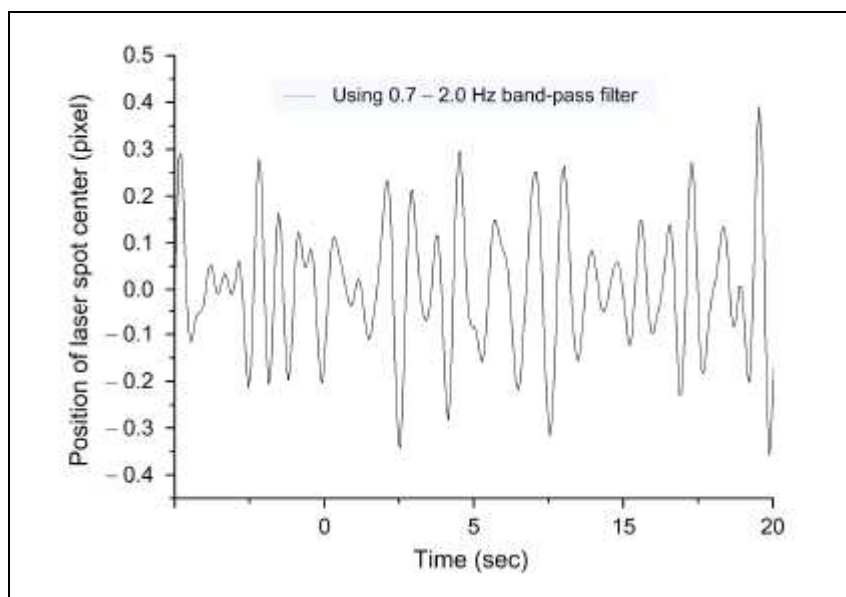
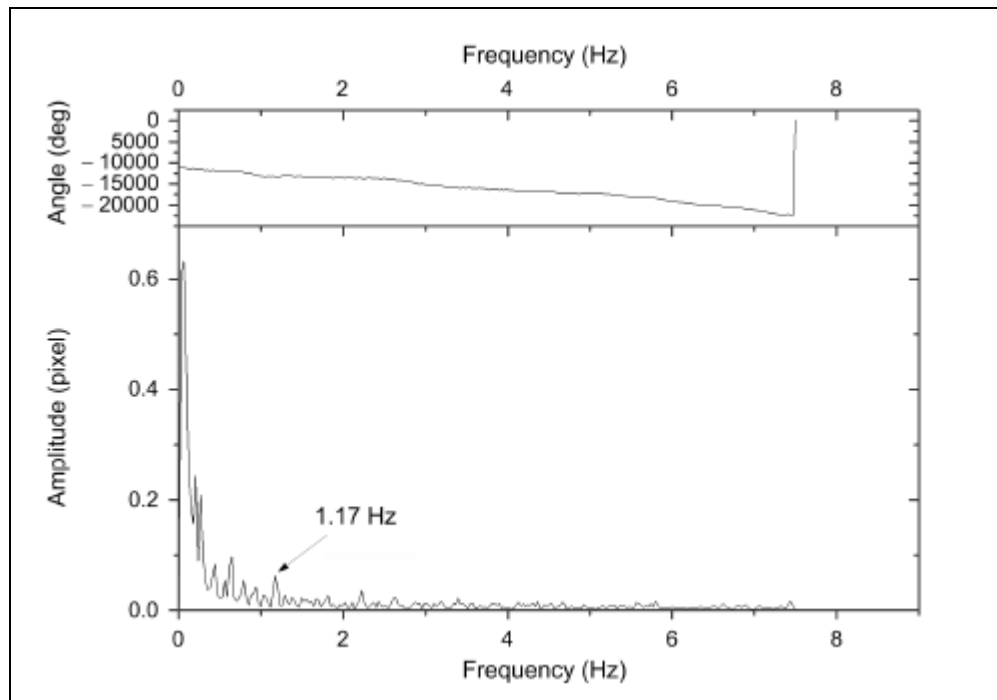
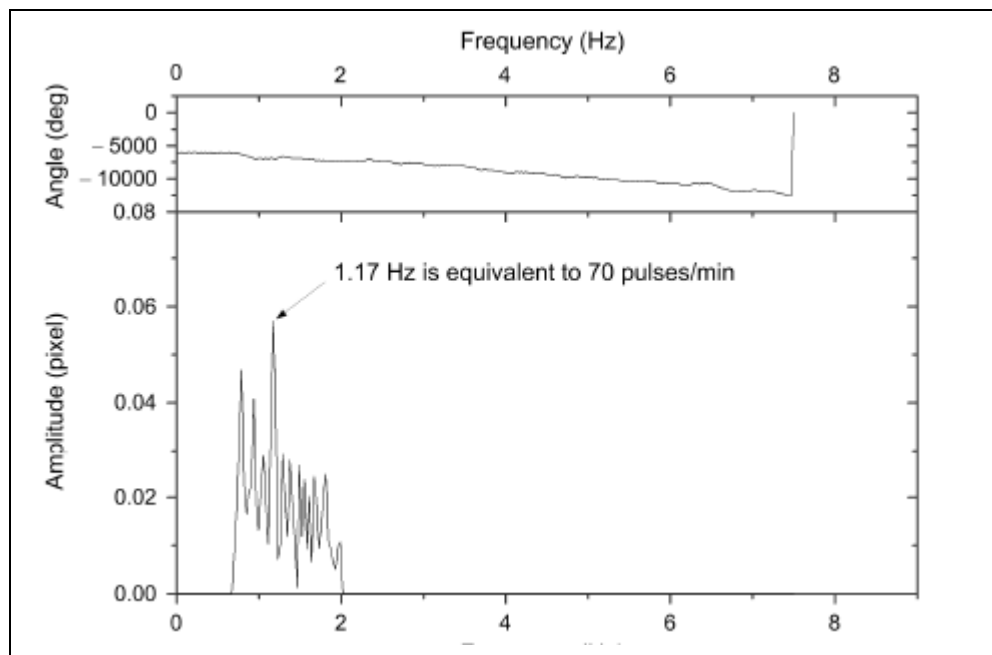


Illustrazione 15c: filtraggio e ampliamento di scala del segnale dell'illustrazione 15b. I valori picco-picco rientrano in 0.6 pixels, equivalenti ad un ampiezza della pulsazione arteriosa di 57 μm .



Illustrazioni 16b e 16c : spettro completo dei dati delle Illustrazioni 15b e 15c (senza filtro e con filtro). Sono state eliminate le vibrazioni a bassa frequenza dovute a rumore, respirazione, movimenti della mano.



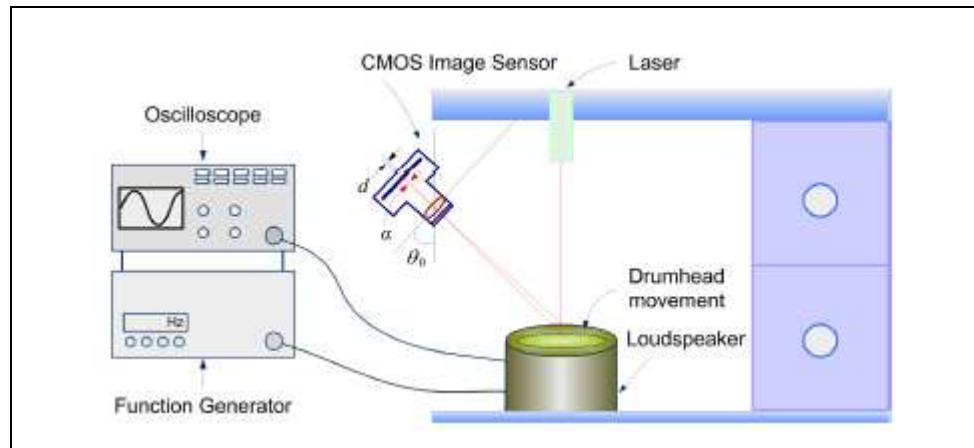


Illustrazione 17: schema della calibrazione di frequenza su una cassa altoparlante.

Tabella 1: Valore della frequenza calibrata tramite lo strumento di misurazione in relazione al valore dato dal generatore di funzione collegato alla cassa altoparlante.

Frequenza standard (Hz)	Frequenza misurata	Errore (%)
0.6	0.585	2.5
0.7	0.703	0.4
0.8	0.820	2.5
0.9	0.879	2.3
1.0	0.995	0.4
1.1	1.113	1.2
1.2	1.230	2.5
1.3	1.288	0.9
1.4	1.406	0.4
1.5	1.523	1.5
1.6	1.581	1.2
1.7	1.698	0.2
1.8	1.816	0.9
1.9	1.874	1.4
2.0	1.991	0.4

Tabella 2: Misurazioni effettuate dallo strumento in relazione ai dati ottenuti da un sensore di pressione sanguigna (OS-512, OSIM, Inc.)

Volontario #	OS-512 (pulse/min)	Misurazioni (pulse/min)	Errore (%)
1	69	68	-1.4
2	76	77	1.3
3	75	76	1.3
4	84	86	2.4
5	90	92	2.2
6	82	81	-1.2
7	78	78	0.0
8	72	74	2.8
9	94	96	2.1
10	78	78	0.0

Nell'illustrazione 18, X rappresenta la distanza (continuamente misurata) tra il target e la lente collimatrice del diodo laser e δX e' la piccola variazione di distanza della superficie cutanea a causa della pulsazione arteriosa.

Utilizzando semplici formule trigonometriche analoghe a quelle già illustrate, le coordinate X del target vengono mappate sul sensore. In particolare la relazione risulta per questa configurazione:

$$X = \frac{L}{\tan\left(\theta_0 + \tan^{-1}\left(\frac{d}{f}\right)\right)}$$

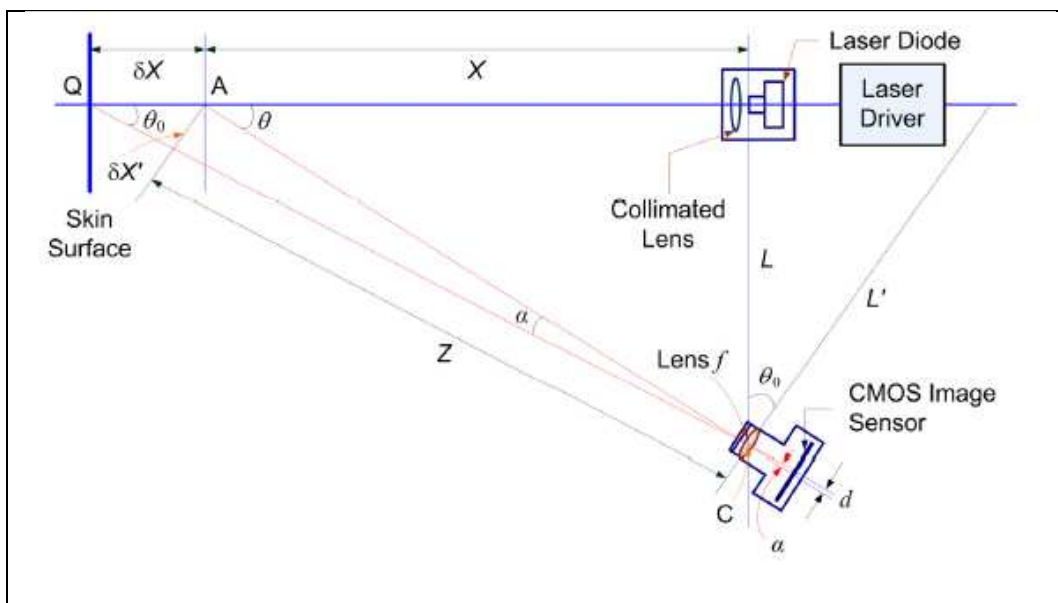


Illustrazione 18: schema di strumentazione per triangolazione utilizzato nella calibrazione delle pulsazioni arteriose, dove L e' la distanza tra il laser ed il sensore, d la distanza tra i due spots mappati sul sensore, f e' la distanza della lente dal sensore, Z la distanza tra il punto misurato A e il centro C del sensore, α e' l'angolo tra gli assi ed il punto misurato A , $\delta X'$ la distanza tra A e l'asse ottico della lente e θ_0 l'angolo tra i due assi del sensore e del laser.

Tipicamente con $f = 16$ mm, con $X = 94$ mm, $L = 110$ mm, $Z = 144.7$ mm, la variazione di altezza dovuta alla vibrazione dell'arteria (variabile generalmente tra i 38 ed i 50 μm) e' calibrabile con una risoluzione ∂X inferiore a 0.8 μm sul sensore CMOS corrispondente ad una risoluzione dell'intero strumento di 9.5 μm , quantit  sufficiente ad individuare la vibrazione dovuta alla pulsazione.

$$\partial X \cong \frac{Z^2 d}{fL}$$

Il diametro dello spot e' circa 1 mm, producendo sul sensore decine di pixels in entrambe le direzioni. Per un'incidenza normale, circa il 4-7 % della potenza viene riflessa a causa dei diversi indici di rifrazione degli strati cutanei. La scelta del tempo di esposizione e della velocit  di acquisizione (anche sino a 200 frames/s) del sensore pu  essere modificata per eliminare luce indesiderata (scatterata, riflessa da strati di cute sottostanti, etc.) ottenendo misurazioni chiare ed accurate (Illustrazioni 19a e 19b).

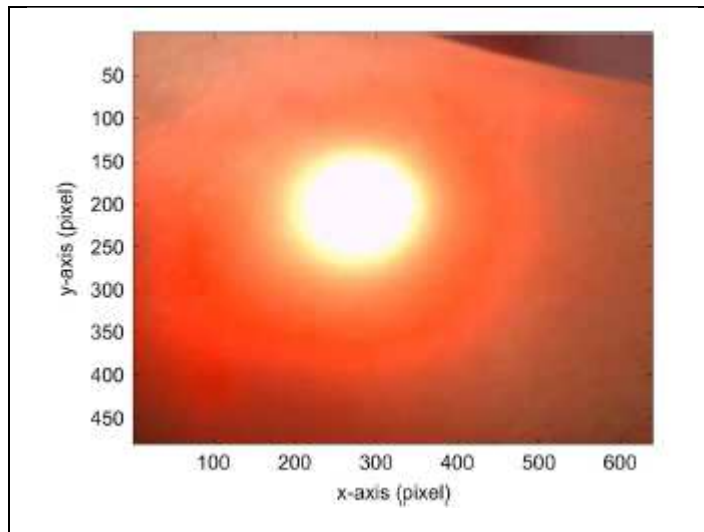


Illustrazione 19a: dimensione dello spot per ET (exposure time) a 40 (tempo di esposizione normalmente utilizzato).

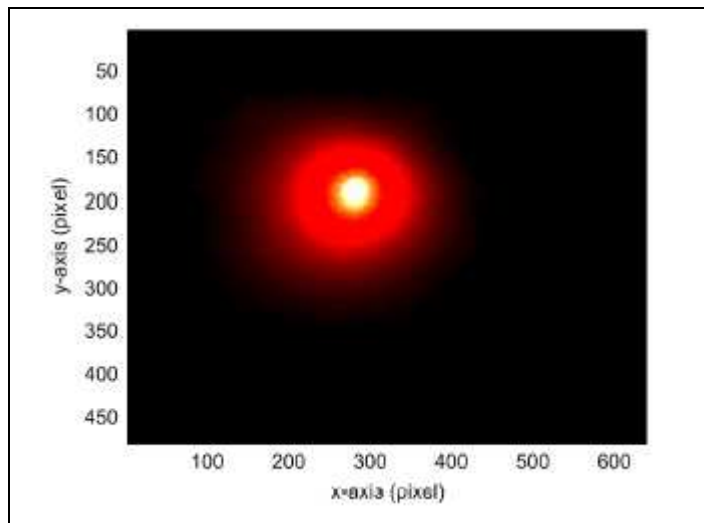


Illustrazione 19b: dimensione dello spot per ET a 1 (troppo breve per permettere confronto efficace tra immagini successive).

Tale soluzione rappresenta un sistema privo di contatto, portatile, semplice nell'utilizzo, economico nonché efficace per la diagnosi preventiva di malattie cardiovascolari o per una semplice analisi. Un'analogia configurazione potrebbe, inoltre, prevedere tre sorgenti laser per la calibrazione simultanea dei tre punti cruciali individuati dalla TCM esposta sopra.

4.2.2 Misurazione delle vibrazioni della gola in fase di fonazione

Le dinamiche di vibrazione delle corde vocali, specialmente le deflessioni, costituiscono parametri di interesse sia nella ricerca sia nella pratica medica. In una laringe sana infatti, i principi aerodinamici che governano le variazioni di forma delle corde portano a farle vibrare secondo una legge periodica, in condizioni patologiche, invece, questa periodicità risulta disturbata. L'analisi ottica diretta delle corde vocali è praticata da tempo tramite endoscopi collegati o meno a telecamere ad alta velocità che, inseriti direttamente nella faringe, consentono la visualizzazione in tempo reale delle oscillazioni in fase di fonazione. La stessa struttura, in combinazione con una sorgente di luce stroboscopica (videostroboscopia) ha facilitato lo studio dei movimenti orizzontali delle corde vocali durante la fonazione.

Il maggior limite di tale tecnica riguarda la frequenza di registrazione dell'immagine (25 frames/s), mentre la frequenza fondamentale della voce umana risulta superiore. Tale metodo è inoltre ristretto all'analisi di una vibrazione periodica e stabile, caratteristiche che proprio a causa delle eventuali lesioni che vorremmo rilevare, vengono a mancare. L'introduzione della videokymography^[7] ad elevate velocità ha permesso l'analisi dei movimenti orizzontali in determinate posizioni delle corde vocali con elevata velocità e risoluzione. Lo svantaggio di entrambe le tecniche sopra citate sta nella rilevazione della sola componente orizzontale.

Ai movimenti orizzontali sono coniugati infatti altri spostamenti nella direzione verticale (parallela al flusso d'aria in uscita) che facilitano l'emissione di suoni e sono dovuti alle mucose. Ampiezze verticali anomale sono inoltre un importante segnale che può rilevare, durante l'analisi medica, la presenza di infiammazioni alla laringe, di lesioni come noduli, polipi o ammassi cancerosi o di paralisi delle corde vocali.

Tramite un convenzionale endoscopio risulta molto complicato quantificare i movimenti verticali in sede di esame: innanzitutto a causa della limitata accessibilità della laringe, poi a causa delle variazioni di distanza tra l'endoscopio e le corde vocali in un soggetto sveglio. Poiché le ampiezze da rilevare sono delle

dimensioni di 0.5-1 mm, sono inoltre richiesti piccoli errori di misura (inferiori a 0.1 mm).

Una tecnica per ottenere tali risultati può essere trovata nella triangolazione laser per la mappazione in vivo dei movimenti (sia verticali sia orizzontali) delle corde vocali in fase di fonazione^[8]. Relativamente a ciò sono state studiate tecniche che coniugano l'utilità dell'endoscopio ai vantaggi della triangolazione laser tramite proiezione di singolo^[7], duplice spot o, più attualmente ed efficacemente, linea laser. La struttura di tale strumento^[8] e' visibile nell'Illustrazione 20.

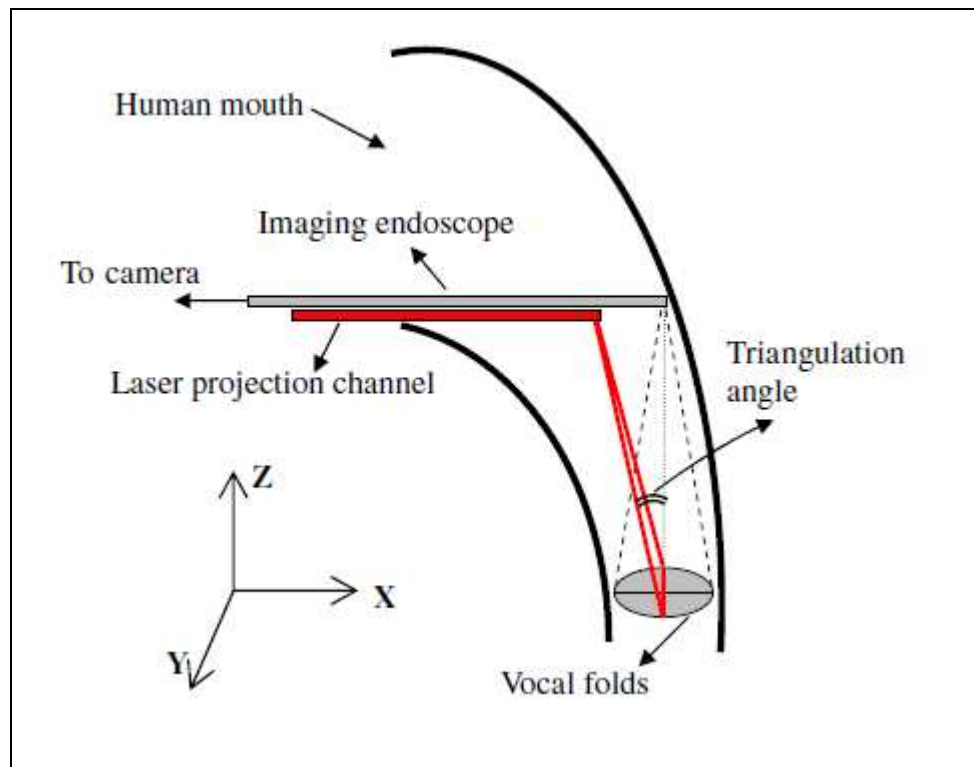


Illustrazione 20: struttura di un endoscopio provvisto di sistema di triangolazione.

Lo strumento e' in grado di rilevare le ampiezze verticali ed orizzontali delle vibrazioni delle corde vocali, la lunghezza, lo spessore ed infine le velocità di apertura e chiusura di queste ultime consentendo un'estesa investigazione relativamente a diversi tipi di condizioni patologiche.

E' costituito di un canale di proiezione del laser comprendete componenti ottici che vanno a formare una lente cilindrica in grado di deviare parte del fascio lungo una certa direzione così da formare una linea in grado di coprire due corde vocali prossime tra loro. Tale canale e' connesso ad un endoscopio che funge da ricevitore posto perpendicolarmente alla direzione di propagazione dei due fasci. Gli assi dei due canali sono separati da una distanza di 9 mm e l'angolo di triangolazione e' di 7.5°. Ad una distanza di 60-70 mm dalla punta dell'endoscopio la linea laser risulta di lunghezza variabile tra 18-20 mm e spessore di 0.4 mm. La sorgente laser utilizzata (a semiconduttore) emette nella lunghezza d'onda di 653 nm, e' caratterizzata da una densità di potenza di 1.8 mWmm⁻² (raccomandata dall'International Commission on Non-ionizing Radiation Protection) ed e' stata scelta poiché consente di ottenere la massima riflessione con il minimo assorbimento da parte del tessuto evitando la possibilità che si formino artefatti nelle immagini raccolte.

Una camera ad alta velocità (HResEndocam 5562, Richard Wolf GmbH, Germany) registra le informazioni sul piano *XY* in modo continuo fino ad un massimo di 2 secondi ad una velocità di 4000 immagini al secondo con una risoluzione dell'immagine di 256 x 256 pixels. Il centro dell'immagine della linea laser viene individuato, viene eseguito un fitting con una curva Lorentziana nella forma

$$y = y_0 + 2Aw/[4\pi(x - x_c)^2 + \pi w^2]$$

con *A* l'area, *w* lo spessore e *x_c* la posizione del massimo dell'intensità del profilo. Il procedimento e' ripetuto per tutti i punti lungo la linea laser per localizzare il picco d'intensità per ogni punto sulla corda vocale. Solo un'area selezionata del profilo d'intensità del laser e' processata, mentre il rumore viene filtrato e scartata la "regione non d'interesse" (attorno la linea laser) dal fitting precedente. I valori ottenuti sono in pixels. Per quantificarli e' necessaria una procedura di calibrazione per entrambe le direzioni (verticale ed orizzontale).

Per questo è stato utilizzato un pattern a strisce bianche e nere distanti 5 mm in direzioni orizzontale e verticale ad una serie di distanze tra 50 mm a 80 mm dalla punta dell'endoscopio. Con un passo di 2 mm nel range di distanze, la linea laser

assume una posizione particolare nell'immagine e la dimensione dell'immagine del pattern di calibrazione varia quadraticamente in relazione alla distanza. Gli stessi dati sono stati utilizzati per una calibrazione in vivo: le misure, ripetute più volte, hanno portato a risultati validi. Un metodo di calibrazione inverso, posizionando l'oggetto a distanza ignota e stimandolo dalle immagini, ha permesso di confermare l'accuratezza dello strumento ($\pm 50 \mu\text{m}$). Un kymogramma è stato realizzato dalle immagini 2D della camera prese in modo continuo per un numero di frames.

Dati sperimentali sono stati ricavati in vivo su un soggetto maschio sano, non fumatore. La linea laser è risultata ben visibile anche in vivo lungo l'asse glottale (tra le corde anteriori e posteriori) risultando tiltata rispetto ad esso di $\approx 13^\circ$, comportando un'influenza poco rilevante per le misurazioni (al massimo del 3.5%). Le immagini derivate dalla variazione della linea laser e raccolte dalla videocamera consentono di estrarre il profilo tridimensionale di entrambe le corde (Illustrazione 21). Considerando che ampiezze verticali ed orizzontali sono diverse in ogni posizione lungo la direzione che congiunge le corde anteriori e posteriori, il kymogramma rende visibile tali grandezze in corrispondenza della linea laser. Nella Tabella 3 sono indicati i valori assoluti delle ampiezze verticale ed orizzontale, le velocità di apertura e chiusura di entrambe le corde, la loro lunghezza ed il loro spessore. I valori concordano con quelli ricavati con altri tipi di analisi.

Tabella 3: parametri vibrazionali per corde vocali umane misurate tramite il metodo con linea laser.

	Corda vocale sinistra	Corda vocale destra
Ampiezza verticale (mm)	0.7	1.2
Ampiezza orizzontale (mm)	1.2	1.6
Distanza dal punto medio della glottide al punto in cui l'altezza della vibrazione assume il massimo valore (mm)	1.8	2.0
Velocità di apertura (m/s)	0.63	0.92
Velocità di chiusura (m/s)	0.35	0.51
Velocità media di propagazione della vibrazione della mucosa (m/s)	0.51	0.81
Lunghezza (mm) ⁽¹⁾	8.2	9.5
Spessore (mm) ⁽¹⁾	3.2	3.9
Frequenza fondamentale (Hz)	149	149

⁽¹⁾Valori relativi alla sola porzione visibile (per la presenza di epiglottide e cartilagine).

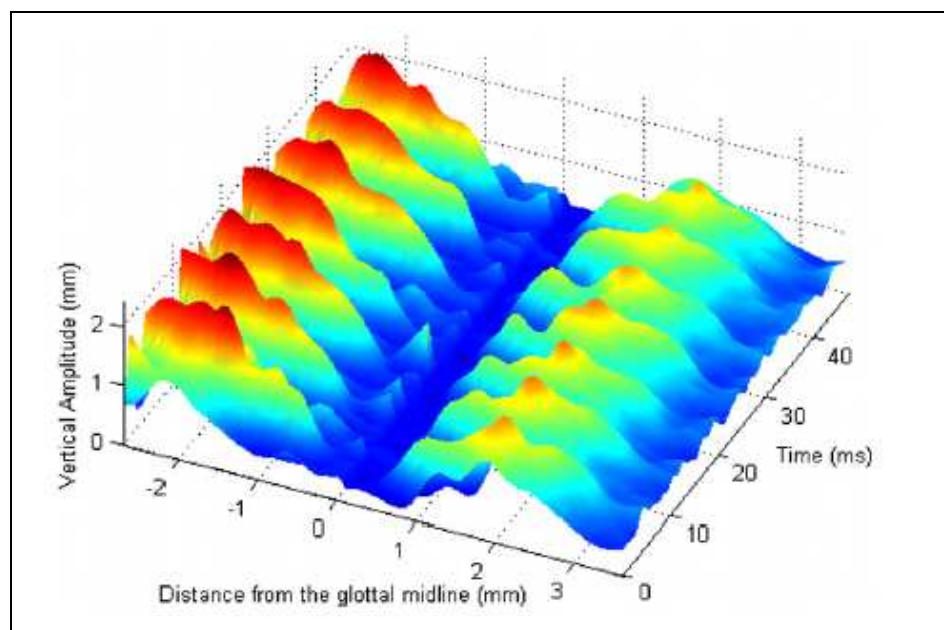


Illustrazione 21: vista tridimensionale delle vibrazioni delle corde. Sull'asse "distance from the glottal midline", lo zero corrisponde al punto medio della glottide, i valori positivi corrispondono alla corda sinistra, i negativi alla destra. Sulla direzione verticale, lo zero corrisponde alla minima posizione della superficie superiore delle corde vocali. Lo spazio tra le due corde della fase di chiusura è di 0.4 mm. Nelle immagini 22 e 23, lo spazio risulta di 1 mm per il fatto che durante l'apertura e la chiusura i bordi delle corde non risultano molto definiti, portando ad ambiguità nell'elaborazione. Le velocità di apertura e chiusura risultano troppo elevate per essere colte nitidamente dalla camera. Tali dati sono stati esclusi dall'elaborazione senza ulteriori influenze.

Nelle Illustrazioni 22 e 23, il profilo di vibrazione verticale spiega la propagazione dell'onda sulla mucosa.

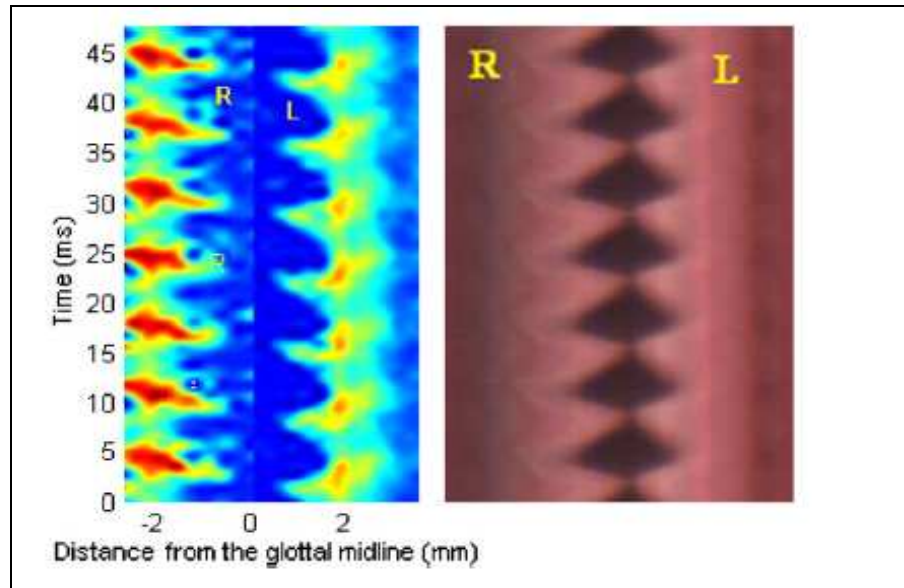


Illustrazione 22: visione bidimensionale dell'ampiezza verticale di entrambe le corde e l'immagine relativa presa dalla videocamera nella stessa posizione della linea laser. R e L rappresentano la corda destra e sinistra rispettivamente. La durata in entrambe è di 47.5 ms e la frequenza fondamentale è 149Hz.

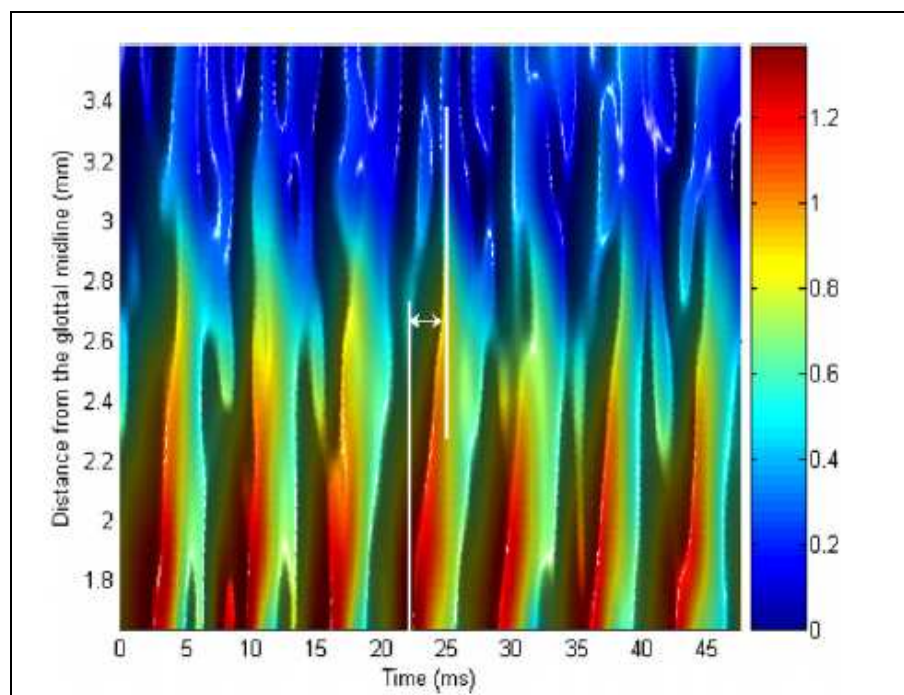


Illustrazione 23: visione bidimensionale della corda sinistra. La propagazione sulla mucosa lungo la direzione laterale è individuata dalle due linee bianche verticali.

L'onda relative alla mucosa raggiunge la massima posizione verticale lontano dai bordi della corda vocale, in accordo a precedenti studi riguardo l'argomento. Tale picco si ha nella zona detta "linea arcuata superior", che collega la mucosa alla superficie del muscolo vocale sulla parte superiore delle corde. L'apertura delle corde avvia la vibrazione della mucosa e la "linea arcuata" si oppone (in direzione laterale) a tale vibrazione, cedendo il moto alla direzione verticale incrementandone l'ampiezza.

Poi l'ampiezza della vibrazione della mucosa decade propagandosi lateralmente. L'Illustrazione 23 mostra i dati presi lontano dai bordi e quindi la vibrazione verticale della superficie superiore della corda che rappresenta la vibrazione della mucosa. Per entrambe le corde, la velocità della vibrazione della mucosa è minore della velocità di apertura della rispettiva corda per le proprietà elastiche del tessuto.

Diversamente dalla stroboscopia, questa strumentazione è utilizzabile per l'analisi di qualsiasi vibrazione complessa in entrambe le direzioni derivante da voce roca, corde paralizzate, nonché in vista di operazioni in loco per l'investigazione dei parametri di vibrazione. Un medico può facilmente posizionare lo strumento indirizzando la linea laser verso il punto desiderato e sfruttandolo per rilevare la presenza di noduli, polipi o cisti e la loro influenza sulle vibrazioni. Una camera ad elevata risoluzione con una maggiore velocità di acquisizione può portare un ulteriore miglioramento nella rilevazione dei bordi. L'utilizzo dello stesso strumento può poi essere esteso ad altre strutture anatomiche.

4.3 Image-guided surgery

L'Image Guided Surgery (IGS) è il termine che indica una qualsiasi pratica chirurgica che prevede immagini preoperatorie ed intraoperatorie, congiuntamente agli strumenti chirurgici, le quali consentono di pianificare, guidare indirettamente la procedura e misurare e compensare la deformazione tessutale degli organi durante l'operazione.

L'elevata precisione consente al chirurgo di pianificare dettagliatamente un intervento a partire dal miglior punto in cui effettuare l'incisione, la migliore via per raggiungere l'area da operare e le strutture più delicate verso cui prestare cautela. Inizialmente sviluppata per il trattamento di tumori al cervello, tale pratica ha trovato vasta applicazione nei casi in cui sia necessaria la visualizzazione di zone prossime a strutture delicate (cervello, sistema nervoso), nei casi in cui l'operazione riguardi cavità (ad esempio nasale, orale) od arterie, evitando di procedere con tagli, o comunque di effettuare una procedura molto più invasiva, per il raggiungimento di zone visualizzabili ed operabili semplicemente con l'ausilio di una sonda^[9] e nella chirurgia estetica per la pianificazione e la visualizzazione anticipata del risultato. Alcune pratiche chirurgiche che traggono attualmente vantaggio da ciò sono quindi estese: la chirurgia del setto nasale, la biopsia di tumori al cervello, la rimozione di cisti e polipi, le procedure riguardanti la spina dorsale nella neurochirurgia^[10], gli interventi estetici.

Esistono attualmente in commercio sistemi elettromagnetici, meccanici, ad ultrasuoni ed ottici che portano alla visualizzazione tridimensionale dell'anatomia del paziente.

Questi ultimi sono costituiti, in genere, di una sonda dotata di uno scanner laser a bassa potenza che sfrutta un sistema di triangolazione per ricavare una grande quantità di coordinate dei punti sulla superficie del paziente in sede chirurgica, in un modo rapido e privo di contatto. Tali coordinate vengono tradotte in immagine e visualizzate direttamente od utilizzate per un confronto con immagini ottenute tramite MRI.

Esperimenti hanno dimostrato che uno scanner di questo tipo e' in grado di rilevare variazioni della forma della superficie comparabili a quelle rilevate da immagini tomografiche.

Lo strumento e' posizionato in modo da coprire la massima area che comprende la zona da operare e prevede la proiezione sul soggetto di una linea laser, che viene poi acquisita da una camera CCD, ottenendo una nuvola di punti con una risoluzione di 0.175 mm a 30 cm e 0.375 mm alla distanza di 65 cm. Il campo di

scannerizzazione consiste di 500 linee orizzontali e 1000 linee verticali per ogni scan (incrementabile aumentando la velocità). La scannerizzazione a più elevata risoluzione impiega meno di 10 secondi^[10].

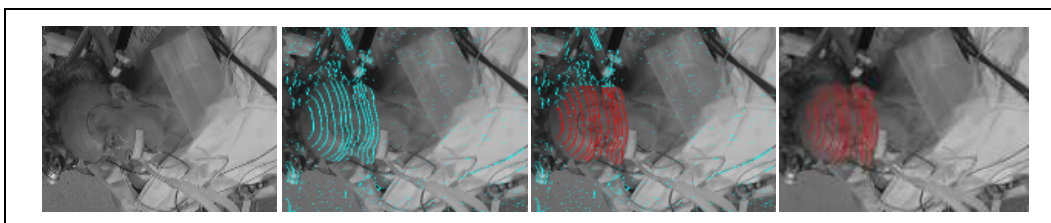


Illustrazione 24: Testa del paziente scannerizzata dallo scanner laser, i punti di interesse sono selezionati con un semplice mouse e sono mostrati in rosso.

I dati acquisiti sono inoltre utilizzabili per l'individuazione della corretta zona da operare tramite l'ausilio di strumenti robotizzati ed a distanza o per l'elaborazione di software di simulazione di operazioni e del risultato estetico di esse e per l'addestramento chirurgico.

4.4 Biomeccanica, ortopedia

Nel campo della biomeccanica l'informazione sui parametri tridimensionali è necessaria per la costruzione di modelli computerizzati tramite la tecnica di Analisi agli Elementi Finiti (FE) che consente il calcolo dei parametri tensio-deformativi delle strutture ossee e cartilaginee e le simulazioni su di esse in modo tale da consentire un'analisi a priori di un qualsiasi trattamento ortopedico. Una precisa conoscenza della meccanica, della forma, dello sviluppo e del mantenimento di un tessuto è di fondamentale importanza nel caso si vogliano conoscere la flessibilità, la capacità di assorbimento di un eventuale shock, il funzionamento in condizioni fisiologiche ed i parametri che portano alla diagnosi di eventuali condizioni patologiche. La conoscenza della corretta mobilità della parte e della distribuzione di forze che la riguarda consente al medico di comprendere la biomeccanica dell'elemento stesso, al biomedico la progettazione di un eventuale impianto ed al chirurgo la scelta della miglior procedura in caso di

operazione e per ottenere ciò è necessaria una corretta modellizzazione tridimensionale preceduta da una precisa ed accurata rilevazione di dati.

Diversi metodi sono stati sperimentati per l'analisi rispettivamente di tessuti duri e di tessuti molli a partire da campioni ed in vivo.

Per quanto riguarda i tessuti duri^[11], sono state applicate diverse tecniche sia a contatto sia senza contatto, ma a causa delle limitazioni di ciascuna di esse, nessuna è stata standardizzata. Alcune delle tecniche a contatto includono la constant pressure, la micrometer technique, la potentiometer technique e la casting technique, l'utilizzo di sensori meccanici od elettrici. Le tecniche prive di contatto includono il shadow amplitude method, il profile width method, il laser telemetric method, il laser reflectance transducer method, il laser displacement method ed il 3D scantop method. Queste ultime tecniche sono preferite alle prime per la loro maggiore accuratezza, risoluzione e per la più semplice elaborabilità dei dati per la digitalizzazione. Altre tecniche come la CR photogrammetry possono essere utilizzate per ottenere informazioni tridimensionali, fornendo un'elevata densità di punti sulla superficie dell'oggetto e quindi portando successivamente a modelli accurati. Nella photogrammetry, camere multiple sono utilizzate per ottenere immagini fotografiche (2D), che vengono poi convertite in coordinate tridimensionali. In questa tecnica però, l'accuratezza della posizione/geometria tridimensionale dipende da numerosi fattori quali la risoluzione, il numero e la disposizione delle camere ed il numero di punti digitalizzati. Per ottenere i parametri tridimensionali di un determinato campione possono essere utilizzati metodi di radiografia con due sorgenti di raggi X e due rilevatori numerici, escludendo però l'analisi dinamica e portando a risultati poco accurati in sede di analisi.

Effettivamente la maggior parte delle analisi in campo clinico sulla forma esterna od interna di un paziente in vivo vengono effettuate tramite una scannerizzazione CT. I dati ottenuti con tale tecnica forniscono il miglior grado di dettaglio per entrambe le rilevazioni. In molti casi, tuttavia, sappiamo che neppure l'utilizzo della CT-scan è pratica per motivi economici o fisici.

Per quanto riguarda i tessuti esterni molli, come può essere un seno^[4], la limitazione fisica di tale tecnica è evidente. L'irradiazione dovrebbe essere effettuata nella normale posizione della paziente (eretta) per non apportare deformazioni alla parte, cosa che avviene giacendo orizzontalmente all'interno dell'apparecchiatura per CT. Un'altro aspetto risiede inoltre nel livello, seppure basso, di radiazioni che rappresenta, soprattutto nei confronti di un soggetto non sano, un'ulteriore problematica.

Infine l'aspetto economico non è trascurabile, soprattutto quando va ad implicare una così ampia fascia di popolazione.

I limiti di tale tecnica possono essere ovviati anche in questo caso tramite l'impiego di un metodo di scannerizzazione laser a potenze misurate per non interferire con la salute della paziente e consentire una corretta rilevazione. Un metodo di questo tipo è attualmente e, con successo, utilizzato in alcuni ospedali. Analogamente, per quanto riguarda i tessuti duri, la scannerizzazione è solo uno dei metodi utilizzabili al fine di ottenere una modellizzazione per la visualizzazione dell'anatomia del tessuto assieme alle più note tecniche di medical imaging citate sopra. Tra tutte la maggiormente utilizzata è anche in questo caso la CT, ma alcuni studi hanno rilevato la possibilità di ottenere risultati con analoghe precisione ed accuratezza tramite scannerizzazione laser, con il vantaggio del minor dispendio economico e temporale. Ad esempio nell'ortodonzia sono utilizzati scanner intraorali per determinare l'occlusione mandibolare e la posizione dei denti in vista di un intervento^[12]. I classici metodi sono in questo caso oltre che lenti, costosi e poco accurati, persino impraticabili in quanto alcuni materiali per riempimenti dentari interferiscono con l'acquisizione di immagini tramite una consueta CT.

In sostanza una strumentazione basata sulla triangolazione laser risulta l'opzione meno costosa, più precisa e veloce per ottenere le informazioni adeguate sulla struttura e, da queste, per uno studio biomeccanico, ricavarne il modello FE in alternativa alle convenzionali immagini CT, MRI od altri metodi di misura che, tra l'altro, falliscono nella riproduzione di particolari irregolarità della superficie portando alla formulazione di modelli poco precisi. Il sensore laser utilizzato prevede tipicamente valori di accuratezza attorno al decimo di millimetro, e'

relativamente poco costoso ed una volta calibrato consente un elevato numero di scansioni effettuate facendo ruotare alternativamente il campione o il laser di un determinato angolo. I dati acquisiti a velocità di scannerizzazione attorno ai 1300 microsteps al secondo, assieme ai valori dell'angolo di rotazione, consentono la definizione veloce e precisa delle coordinate della superficie in analisi ed una successiva elaborazione per la costruzione di un modello virtuale.

La scannerizzazione laser massimizza i vantaggi propri delle tecniche ottiche. La sua accuratezza dipende da fattori come l'angolo tra la direzione di propagazione del laser e la direzione di acquisizione della camera (ottimizzabili in sede di calibrazione), risoluzione e tipologia della stessa. La soluzione che consente di ottenere la migliore accuratezza e la migliore precisione con la minima spesa prevede l'utilizzo di camere CCD/CMOS. Il principale svantaggio di tale tecnica era rappresentato dalla limitazione nelle dimensioni dell'oggetto. Gli attuali sviluppi che vedono l'utilizzo di elementi ottici all'avanguardia (ottiche adattive, CCDs più precisi ed ad elevate velocità) incrementano il metodo anche sotto quest'ultimo punto di vista.

4.5 Odontoiatria

Il sistema utilizzato per la rilevazione della forma del calco dentario prevede uno scanner laser intraorale (Illustrazione 25) che scannerizza l'apparato dentario individuando eventuali problemi di occlusione mandibolare nonché la disposizione dei denti, costituito di un sistema di specchi che permette di osservare l'interno della cavità da diverse angolature e, tipicamente, due camere che inviano i dati ad un programma di acquisizione^[12]. Un'unica camera potrebbe venire oscurata dalla cavità. L'angolo ridotto tra le due consente di individuare anche gli intarsi più sottili evitando la formazione di ombre. Tramite formule trigonometriche e' possibile determinare le coordinate di ciascun punto (fino a centinaia di migliaia, con un errore inferiore a 0.05 mm) ed, a partire da queste, generare un grafico tridimensionale dell'interno mandibolare che consente tra l'altro la determinazione delle dimensioni della superficie del palato e del volume

della cavità orale. Tale sistema evita di ricorrere alle normali tecniche di rilevazione di calchi dentari per la pianificazione di interventi ortodontici, che risultano complicate, dispendiose in termini di tempo nonché fastidiose per il paziente. Scanner di questo tipo possono essere utilizzati in congiunzione a queste per la progettazione e la realizzazione virtuale di protesi dentarie (cappette, corone anatomiche complete e ponti) accurate e personalizzate sul calco stesso, ottenute in tempi ridottissimi rispetto a quelli richiesti dai procedimenti manuali tradizionali e tramite uno strumento dall'utilizzo intuitivo, dotato usualmente di manopole per il corretto posizionamento secondo spostamenti ampi e levette per gli aggiustamenti più precisi o compattato in un unico contenitore nel quale viene posto il calco in analisi^[13].

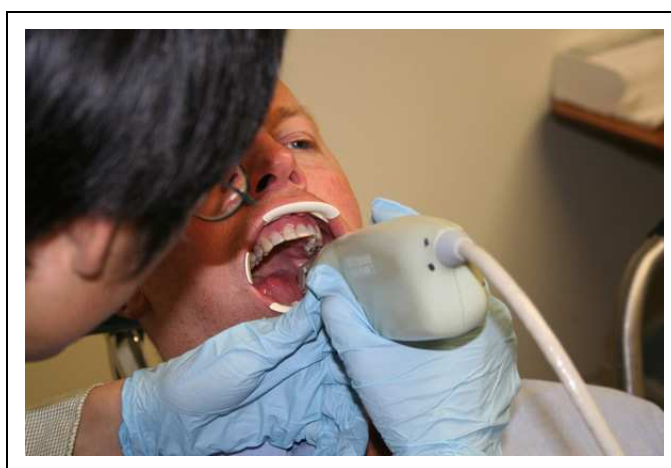


Illustrazione 25: Scanner intraorale (DPI-Dimensional Photonics)^[14]

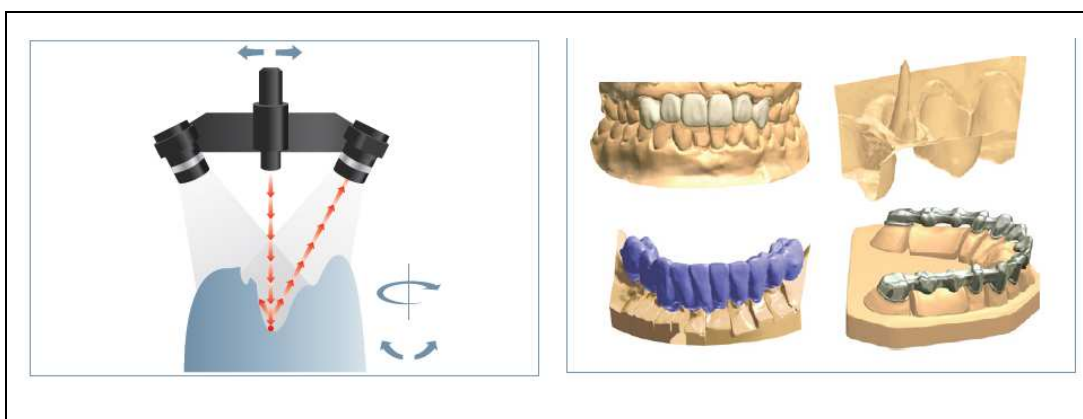


Illustrazione 26: Scannerizzazione, modello derivante e progettazione dell'impianto.

5 Conclusioni

Le applicazioni della triangolazione tramite luce laser in ambito biomedico risultano numerose, efficaci, all'avanguardia ed attendono ulteriori sviluppi specifici per ogni tipologia di superficie da analizzare, in concomitanza con gli sviluppi di camere ad ancora più elevate velocità di acquisizione e sensibilità, software di elaborazione più veloci che consentano l'utilizzo di pattern più complessi senza gli aggravii computazionali e il superiore dispendio temporale tipici di tali pattern. La triangolazione risulta un'ottima candidata per la sostituzione, nel futuro, completa o parziale, delle tradizionali tecniche di imaging medicale con il vantaggio di non utilizzare sorgenti ionizzanti, di vantare un costo nettamente inferiore e di ottenere risultati precisi in minor tempo.

Bibliografia

- [1] “Laser 3D scanning for surface rendering in biomedical research And Education”, M.Rydmark, J.Brodental, P. Folkesson, T. Kling-Petersen, Goeteborg University, Sweden. Stud Health Technol Inform. 1999;62:315-20, PubMed.
- [2] “Reverse Engineering Ottico: Applicazioni a Ricostruzioni Facciali”, Giovanna Sansoni, Franco Docchio, Dipartimento di Elettronica per l’Automazione, Università degli Studi di Brescia.
- [3] GKS Global Services: 3-D Scanning Enables Life-Enhancing Product for Partial Finger Amputees, dal sito: <http://www.qualitydigest.com>.
- [4] 3D Digitizing, KONICA MINOLTA 3D Laserscanner, Applications in medical science, dal sito: www.konikaminolta-3d.com.
- [5] “Optical pulse diagonestic sensor Integrated system”, Rong Seng Chang, National Central University.
- [6] “A Novel Pulse Measurement System by Using Laser Triangulation and a CMOS Image Sensor”, Jin-Huah Wu, Rong-Seng Chang, Joe-Air Jiang, Sensors 2007, 7(12), 3366-3385; doi:10.3390/s7123366.
- [7] “Depth-kymography: high-speed calibrated 3D imaging of human vocal fold vibration dynamics”, Nibu A. George, Frits F. M. de Mul, Qingjun Qiu, Gerhard Rakhorst and Harm K. Schutte. Physics in Medicine and Biology, Phys. Med. Biol. 53 2667, PubMed.
- [8] “Measurement of human vocal fold vibrations with laser triangulation”, G. Manneberg, S. Hertegard, J. Liljencrantz. Opt.Eng. 40(9), 2041-2044 (Settembre2001). Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers.
- [9] “Incorporation of a laser range scanner into image-guided liver surgery: Surface acquisition, registration, and tracking.”, David M. Cash, Tuhin K. Sinha, Robert L. Galloway, and Michael I. Miga, Department of Biomedical Engineering, Vanderbilt University. Med. Phys. 30, 1671 (2003), PubMed.
- [10] “Laser range scanning for image-guided neurosurgery: Investigation of image-to-physical space registrations” Aize Cao, R. C. Thompson, P. Dumpuri, B. M. Dawant, R.

L. Galloway, S. Ding, M. I. Miga. Dalla rivista: Med Phys. 2008 April; 35(4): 1593–1605, PubMed.

[11] “Three Dimensional Modeling of Hard Connective Tissues Using a Laser Displacement Sensor”, University of Akron, Prachi Kanabar, August, 2008.

[12] “Construction and testing of a computer-based intraoral laser scanner for determining tooth positions”, P.Commer, C. Bourauel, K. Maier and A. Jäger. Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität Bonn, Germany. Med Eng Phys. 2000 Nov;22(9):625-35, PubMed.

[13] “Three-dimensional dental cast analyzing system using laser scanning”, Takayuki Kuroda, Nobuyoshi Motohashi, Reiji Tominaga and Koji Iwata. Dalla rivista: American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics Volume 110, Issue 4, October 1996, pag. 365-369.

[14] DPI-Dimensional Photonics dal sito: <http://www.dpi-3d.com/technology/dentistry>