

POLITECNICO DI TORINO

Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale
Corso di Laurea Magistrale in "Ingegneria Biomedica"

Tesi di Laurea Magistrale

**Digital Image Correlation: studio degli
spostamenti e delle deformazioni a tutto
campo in ambito odontoiatrico**



Relatore accademico:
Prof.ssa Cristina Bignardi

Candidata:
Chiara Digiacomio

Anno Accademico 2020/2021

“So why do I talk about the benefits of failure? Simply because failure meant a stripping away of the inessential [...] Failure gave me an inner security that I had never attained by passing examinations. Failure taught me things about myself that I could have learned no other way. I discovered that I had a strong will, and more discipline than I had suspected; I also found out that I had friends whose value was truly above the price of rubies.”

J.K. Rowling

Indice

SOMMARIO	8
INTRODUZIONE	9
1 LA DIGITAL IMAGE CORRELATION	10
1.1 LA TECNICA: PRINCIPI DI BASE.....	10
1.2 I PARAMETRI DI PROCESSO.....	11
1.3 LO SPECKLE PATTERN.....	15
1.4 HARDWARE E SETUP.....	18
1.5 L'ALGORITMO DI CALCOLO DIC 2D.....	19
1.6 DIC 3D: PRINCIPI DI FUNZIONAMENTO.....	23
1.6.1 LA DETERMINAZIONE DELLA GEOMETRIA DELL'OGGETTO.....	24
1.6.2 LA DETERMINAZIONE DEGLI SPOSTAMENTI NELLO SPAZIO.....	25
1.7 LA CALIBRAZIONE.....	26
1.8 GLI ERRORI DI MISURA.....	27
2 L'UTILIZZO DELLA DIC IN ODONTOIATRIA	29
2.1 UN "TREND" IN SALITA.....	29
2.2 OVERVIEW: PRINCIPALI CASI STUDIO.....	31
2.2.1 QIAN ET AL., 2009.....	32
2.2.2 SOJIC ET AL., 2012.....	35
2.2.3 TIOSSI ET AL., 2012.....	36
2.2.4 TIOSSI ET AL., 2013 E 2014.....	38
2.2.5 SHANTAVASINKUL ET AL., 2016.....	40
2.2.6 SALAITA ET AL., 2017.....	41
3 CONFRONTO CON ALTRE TECNICHE DI MISURAZIONE STRESS/STRAIN	42
3.1 GLI ALTRI METODI.....	42
3.1.1 ANALISI FOTOELASTICA.....	42
3.1.2 STRAIN GAUGES.....	43
3.1.3 ANALISI DI MODELLI AGLI ELEMENTI FINITI.....	44
3.2 VANTAGGI E SVANTAGGI DEI METODI DI MISURA.....	45
4 CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI	49
BIBLIOGRAFIA	50

Elenco delle Figure

1 CAPITOLO 1

1.1	WORKFLOW DELLA TECNICA DIC	10
1.2	SINISTRA, SCALA DI GRIGI DI UN SUBSET; DESTRA, INTERPOLAZIONE DELLA SECONDA RIGA DEL SUBSET.	11
1.3	SUDDIVISIONE DELL'IMMAGINE IN SUBSET	12
1.4	ESEMPI DI SPECKLE DI DIVERSE DIMENSIONI.....	15
1.5	SCHEMA DELLA FINESTRA DI MISURA, SENSORE E SPECKLE.	16
1.6	SPECKLE PATTERN PRODOTTI CON TRE DIVERSE TECNICHE	17
1.7	STRUMENTAZIONE HW DEL SISTEMA DI CORRELAZIONE D'IMMAGINI... ..	18
1.8	TRACKING DEL SUBSET INTORNO AL MARKER DI RIFERIMENTO	19
1.9	SPOSTAMENTO E DEFORMAZIONE DI UN GENERICO SUBSET	20
1.10	EFFETTI DI DEFORMAZIONE CHE PUÒ SUBIRE IL GENERICO SUBSET: SPOSTAMENTI RIGIDI, ALLUNGAMENTI, TAGLI E DISTORSIONI.....	23
1.11	DETERMINAZIONE DEL GENERICO PIANO P.....	24
1.12	DETERMINAZIONE DEL CAMPO DEGLI SPOSTAMENTI	25
1.13	ESEMPI DI PRIMARI DI CALIBRAZIONE	26

2 CAPITOLO 2

2.1	TIPICO IMPIANTO DENTALE E INTERFACCE COINVOLTE: A) ABUTMENT; B) TESSUTI MOLLI DEL PARODONTO; C) OSSO ALVEOLARE; D) CORONA PROTESICA; E) IMPIANTO	30
2.2	IMMAGINE DEL CAMPIONE USATO, PRIMA E DOPO L'APPLICAZIONE DELLO SPECKLE PATTERN	32
2.3	GEOMETRIA DEL MODELLO E MODELLO FE	32
2.4	CAMPI DI SPOSTAMENTO VERTICALE (SINISTRA) E ORIZZONTALE (DESTRA). OTTENUTI TRAMITE DIC (IN ALTRO), MODELLO FE BILINEARE (AL CENTRO) E IL MODELLO FE IPERELASTICO (BASSO).....	34
2.5	PROTESI PARZIALE FISSA SPLINTED UTILIZZATA NELLA SPERIMENTAZIONE.....	36
2.6	SETUP DELLA PROVA CON IL PROVINO E IL DEVICE PER IL CARICAMENTO IL SUPPORTO	37
2.7	DEFORMAZIONI MISURATE IN DIREZIONE ORIZZONTALE (EXX). (A) CORONE SPLINTATE CON SECONDO MOLARE (RISULTATI DIC); (B) CORONE SPLINTATE CON SECONDO MOLARE (RISULTATI FEA); (C) CORONE NON SPLINTATE CON SECONDO MOLARE (RISULTATI DIC); (D) CORONE NON SPLINTATE CON SECONDO MOLARE (RISULTATI FEA). (A) REGIONE DI INTERESSE TRA I MOLARI.....	39
2.8	DEFORMAZIONI MISURATE IN DIREZIONE ORIZZONTALE (EXX). (A) CORONE SPLINTATE SENZA SECONDO MOLARE (RISULTATI DIC); (B) CORONE SPLINTATE SENZA SECONDO MOLARE (RISULTATI FEA); (C)	

	CORONE NON SPLINTATE SENZA SECONDO MOLARE (RISULTATI DIC); (D)	
	CORONE NON SPLINTATE SENZA SECONDO MOLARE (RISULTATI FEA). (A)	
	REGIONE DI INTERESSE TRA I MOLARI.....	39
2.9	FRANGE FOTOELASTICHE DOPO IL CARICAMENTO DELLE PROTESI SPLINTATE (A E C) E NON-SPLINTATE (B E D), CON SECONDO MOLARE (A E B) E SENZA SECONDO MOLARE (C E D)	39
2.10	SETUP DELL'ESPERIMENTO: POSIZIONI DELLE TELECAMERE (CERCHI ROSSI) E DEI BLOCCHI DI OSSO ARTIFICIALE CONTENENTI LE MINI-VITI (CERCHI GIALLI)	40
2.11	DEFORMAZIONI PRINCIPALI (DI TRAZIONE) MASSIME INTORNO ALL'IMPIANTO, MEDIE CON INTERVALLO DI CONFIDENZA DEL 95%... 41	
3	CAPITOLO 3	
3.1	POLARISCOPIO UTILIZZATO PER INDAGINI FOTOELASTICHE	43
3.2	FRANGE ISOCROMATICHE SU MODELLO OSSEO CON PROTESI PARZIALE FISSA	43
3.3	AMPLIFICATORE DI MISURA UTILIZZATO PER MISURAZIONI CON ESTENSIMETRI E COMPUTER PORTATILE CON SOFTWARE DI ANALISI.....	44
3.4	VISUALIZZAZIONE TRAMITE ANALISI FEM DELLA DISTRIBUZIONE DI CARICO ALL'INTERFACCIA IMPIANTO-OSSO	45

Elenco delle Tabelle

TABELLA 1: SUMUP DEI CASI STUDIO	31
TABELLA 2: VANTAGGI E SVANTAGGI DEI METODI DI MISURA	48

Sommario

La Correlazione digitale d'immagini (DIC, *Digital Image Correlation*) è una tecnica di recente sviluppo, che permette la misura delle deformazioni e degli spostamenti, a tutto campo, in modo non invasivo.

In questa tesi, di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, si è proceduto all'overview dell'uso, sempre più diffuso, di questa tecnica in ambito odontoiatrico per studi biomeccanici di vario tipo. Sono stati indagati i vantaggi, gli svantaggi e i limiti della tecnica, confrontandola sia ai metodi di misura stress/strain più tradizionali, quali estensimetri e fotoelasticità; sia a metodologie ad approccio numerico, come l'analisi agli elementi finiti.

Infine, quanto appreso prima, è stato applicato per discutere i margini di miglioramento della tecnica e gli aspetti chiave su cui lavorare, per oltrepassare i limiti finora presenti.

Introduzione

In seguito all'impatto del computer sulla sperimentazione e grazie allo sviluppo dei sistemi digitali di acquisizione delle immagini, dagli anni '80 a oggi, la *digital image correlation* ha avuto un ampio progresso in molti ambiti applicativi.

Oggi la tecnica è ampiamente accettata ed utilizzata per la stima di spostamenti e deformazioni, in settori inerenti alla classica ingegneria meccanica, ma anche, all'ingegneria dei materiali, all'automotive e ampio spazio sta trovando nell'ingegneria biomedica. Permettendo una misurazione contactless e a tutto campo ed un, relativamente semplice, metodo di acquisizione delle immagini, la DIC viene, sempre più spesso, preferita agli altri sistemi di misura delle deformazioni, come gli estensimetri o i metodi fotoelastici.

Sulla scia di questo progresso, nel settore odontoiatrico, la Digital Image Correlation è una tecnica che ha permesso di superare il grosso limite, nella caratterizzazione biomeccanica di segmenti ossei o tessuti molli, di una misura prevalentemente puntuale, realizzata tramite i classici estensimetri. Tramite la Digital Image Correlation, è possibile ricostruire il modello 3D dell'oggetto in studio, con precisione fino al centesimo di pixel [11] e misurare gli spostamenti, quindi, per derivazione, le deformazioni.

L'utilità, nel fare questo tipo di prove, sta nel comprendere in maniera approfondita, come un tessuto vivente (sano o malato) reagisce e interagisce con forze esterne e/o dispositivi protesici, così da ottimizzare e testare trattamenti clinici, come l'applicazione di protesi dentali supportate da impianto.

L'importanza e la complessità, insita in questo tipo di sperimentazioni, vanno di pari passo con la necessità di sviluppare, sempre più sofisticate, tecniche di ricerca scientifica. Ciò, rappresenta una sfida considerevole per le tecnologie di misura esistenti.

Capitolo 1

La Digital Image Correlation

1.1 LA TECNICA: PRINCIPI DI BASE

La *Digital Image Correlation* è una tecnica ottica, basata sull'elaborazione numerica di immagini digitali, di tipo non invasivo, per la misura degli spostamenti e delle deformazioni a tutto campo.

Sviluppata a partire dagli anni '80, da un gruppo di ricercatori della “University of South Carolina”, la tecnica DIC, nel tempo, è stata affinata, si è evoluta, ed oggi è ampiamente accettata ed utilizzata in diverse aree della scienza e dell'ingegneria. La versione originaria della digital image correlation è quella “bidimensionale” (DIC 2D), che prevede l'uso di una singola fotocamera e permette lo studio delle deformazioni nel piano, su oggetti che presentano una superficie piana. In seguito, per consentire l'analisi di deformazioni tridimensionali e l'utilizzo su oggetti non piani è stata sviluppata la tecnica DIC 3D, che prevede l'utilizzo di due fotocamere opportunamente posizionate e affianca il principio della stereoscopia a quelli tradizionali della DIC 2D.

La tecnica si applica acquisendo diverse immagini del provino sottoposto a sollecitazione meccanica, almeno una per ogni condizione di carico che deve essere indagato, oltre ad una iniziale, che ritrae il provino in esame nella condizione di riferimento (detta immagine di riferimento), tipicamente rappresentata dalla configurazione non deformata. Le acquisizioni digitali delle immagini dei provini tramite videocamera garantiscono una misurazione contactless, che non influisce sulle proprietà e sulle caratteristiche meccaniche dei provini in esame.

Dopo l'acquisizione, la successiva analisi tramite specifico software, confronta l'immagine di riferimento con quelle acquisite nelle diverse condizioni deformate. Tale confronto consiste nel riconoscimento, identificazione e “inseguimento”, di

ogni singolo punto sulla superficie del provino, per ogni variazione di carico; così da calcolare il valore degli spostamenti relativi dei singoli punti durante l'evoluzione della prova e derivarne il campo delle deformazioni (Fig.1.1).

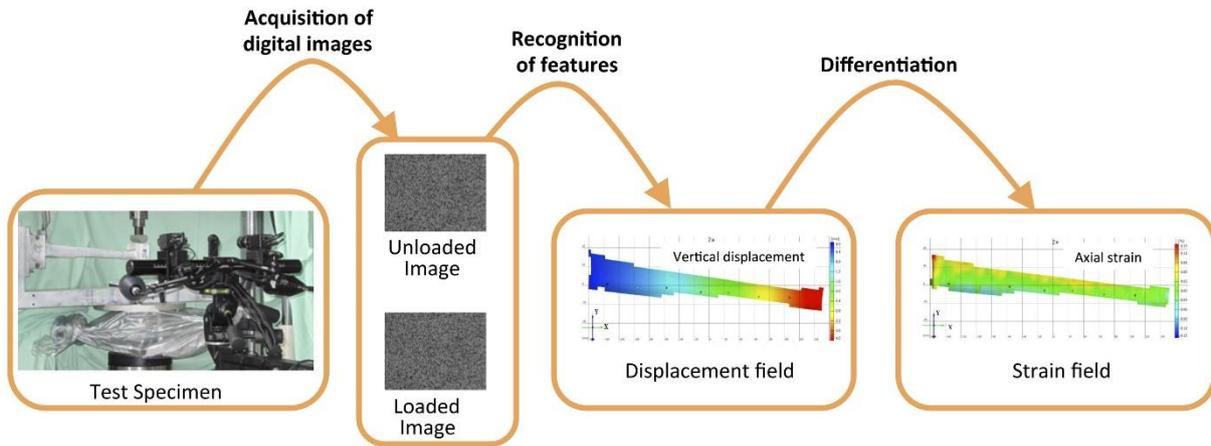


Fig 1.1: Workflow della tecnica DIC.

La tecnica, per funzionare correttamente e con una buona precisione, ha bisogno di una fase preliminare nella quale vengano definiti differenti parametri di processo e venga ricoperta la superficie del provino con un pattern puntinato stocastico. In questo modo non ci sarà una zona uguale all'altra e sarà possibile identificare e riconoscere i punti della superficie in modo univoco durante la prova. Inoltre, la performance e il grado di errore del sistema dipenderanno, anche, da alcune condizioni ambientali, in cui vengono eseguiti gli esperimenti, come l'illuminazione e la temperatura.

1.2 I PARAMETRI DI PROCESSO

Con parametri di processo, si intendono tutti quei parametri, che l'utilizzatore è tenuto a settare opportunamente, prima di poter eseguire delle misurazioni tramite tecnica DIC. I parametri di processo influiscono su accuratezza, dettaglio della misura, riduzione del rumore e tempi di calcolo.

La tecnica DIC si basa sulla corrispondenza degli stessi punti fra l'immagine di riferimento e quelle acquisite a seguito dell'applicazione dei carichi al provino in esame. Per garantire una corrispondenza univoca fra i punti nelle diverse immagini,

l'utilizzo della sola suddivisione dell'immagine in pixel non basta. Ad esempio, in un'immagine in scala di grigio, acquisita da un sistema ad 8 bit, ogni pixel può assumere un valore compreso da 0 a 255, in base al livello dell'intensità luminosa riflessa. Lo stesso livello di grigio, che descrive un pixel nell'immagine di riferimento, può essere ritrovato più volte all'interno delle successive immagini. Inoltre, a seguito del processo di acquisizione, tale livello di grigio può subire delle variazioni e può non ripetersi, in modo identico, nelle altre immagini [14].

Per quanto detto, una volta selezionata l'area da analizzare (ROI, *region of interest*), all'interno dell'immagine di riferimento, si introduce la suddivisione virtuale dell'immagine in piccole aree, generalmente quadrate, dette "subset" o "facet". I subset sono sottodomini di pixels $M \times N$, di dimensione definibile dall'utilizzatore. Essendo un sottoinsieme di pixel, i subset contengono un maggior numero di informazioni e possono essere identificati e riconosciuti con maggiore precisione. All'interno di ogni subset si considerano i valori discreti dei pixel che li compongono e si effettua un'interpolazione, per avere un andamento continuo dei livelli di grigio. Ogni subset, sarà quindi caratterizzato da una certa intensità luminosa I e una sua distribuzione (fig.1.2).

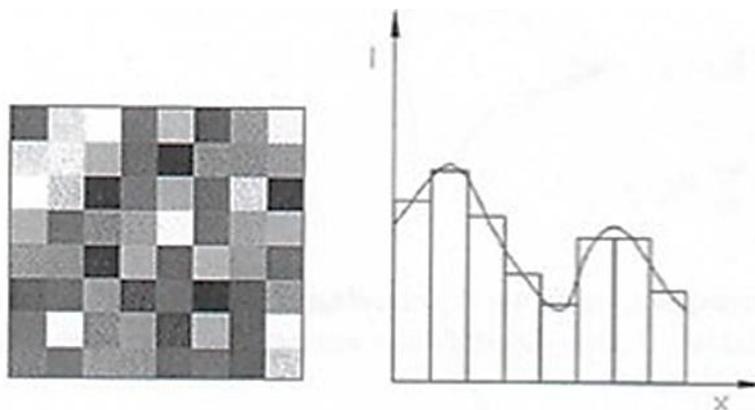


Fig. 1.2: Sinistra, scala di grigi di un subset; destra, interpolazione della seconda riga del subset.

I singoli *subset*, non sono affiancati tra loro, ma risultano sovrapposti. La loro sovrapposizione, più o meno grande, è detta *grid spacing* o *facet step* e determina un'area di sovrapposizione, detta *overlapping area* (fig. 1.3). Il *grid spacing* è un indice della densità dei subset, nella finestra di misurazione [12].

La *finestra di misurazione della deformazione*, tipicamente più grande del singolo subset, è un altro parametro da settare opportunamente, per derivare il campo

di deformazione su un'area più ampia del subset, al fine di attenuare il rumore, senza perdere troppo in risoluzione.

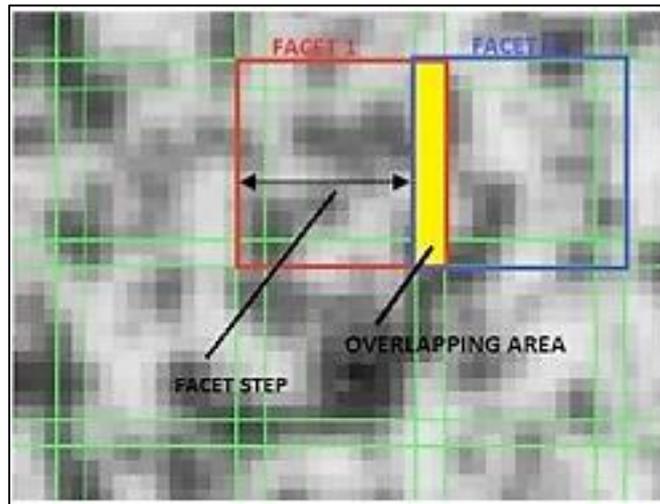


Fig 1.3: Suddivisione dell'immagine in subset.

Le grandezze dei subset e del grid spacing sono due tra i principali parametri di processo da impostare adeguatamente.

La dimensione dei subset deve essere definita in base a:

- dimensione del campione,
- dimensione delle “macchioline” (o *speckle*) del pattern,
- gradienti di deformazione previsti in base alle condizioni di carico.

Un subset grande, rispetto agli “*speckle*” del pattern, permette di avere una buona accuratezza e riduce il rumore, ma non permette di vedere gli effetti locali. Di conseguenza, è consigliabile, in quei casi dove ci si aspetta un campo di deformazione omogeneo con gradiente degli spostamenti costanti. Viceversa, un subset piccolo permette di vedere gli effetti locali (aumenta la risoluzione), ma non fungerà da filtro per il rumore. Di conseguenza, è consigliabile, in casi di forti gradienti degli spostamenti [12].

I tempi di calcolo aumentano con la dimensione dei subset, ma nel complesso è stato accertato che, l'elemento che maggiormente determina i tempi di calcolo, è il grid spacing: minore è il grid spacing, maggiore è il numero di subset (a un costo computazionale maggiore) [8].

Il grid spacing, non influenza molto il calcolo dei campi di spostamento, ma offre vantaggi in termini di precisione e accuratezza, per il calcolo del campo di deformazione. In particolare, se prevista una deformazione uniforme, è preferibile un

grid spacing maggiore. Al contrario, se sono previsti gradienti di deformazione elevati (ad esempio in campioni con geometria complessa), è necessaria una spaziatura della griglia più piccola [8].

Altri parametri da impostare sono:

- Quota di validità

La quota di validità rappresenta la tolleranza per calcolare/ignorare la deformazione in una determinata regione: se il numero di punti vicini validi è inferiore alla soglia, il software non valuta la deformazione. Un'elevata quota di validità comporta che le deformazioni vengano calcolate, solo dove sono disponibili informazioni ridondanti, fornendo così, un valore di deformazione più affidabile. Se il campione avesse una geometria complessa, potrebbe essere necessaria una quota di validità più bassa, con conseguenti stime della deformazione meno affidabili [8].

- Filtraggio

Esistono diversi filtri che si differenziano principalmente per l'intensità dell'attenuazione e la strategia di filtraggio, locale o globale. Tutti quanti, però, portano ad una attenuazione dei gradienti o delle concentrazioni stress/strain, con conseguente perdita di informazioni. Il filtraggio può essere applicato alle immagini digitali, al campo di spostamento calcolato dalla DIC e/o al campo di deformazione calcolato dalla DIC. In generale, quando il campione è soggetto a gradienti di deformazione elevati, si preferisce un filtraggio locale, a scapito di un rumore più elevato; mentre per una deformazione omogenea è possibile utilizzare con successo un filtraggio globale, mediando su aree più grandi [8].

Resta da risolvere il problema che, subset analoghi, se ripetuti, generano indeterminazione nella corrispondenza fra le immagini. La soluzione a questo problema può essere ritrovata, nell'impiego di un pattern stocastico, con trama sufficientemente varia, da presentare dei subset con caratteristiche uniche, all'interno della ROI.

1.3 LO SPECKLE PATTERN

Per garantire una corrispondenza univoca nella ricerca delle facet all'interno delle immagini acquisite, l'impiego di un pattern adeguato con il quale marcare la superficie, oggetto della misurazione, assume una grande importanza nella tecnica DIC. Il pattern utilizzato, per analisi DIC, prende il nome di "*speckle pattern*", per via del suo aspetto caratteristico: macchioline scure di grandezza uniforme disposte su sfondo bianco per massimizzare il contrasto nell'immagine acquisita (Figura 1.4).

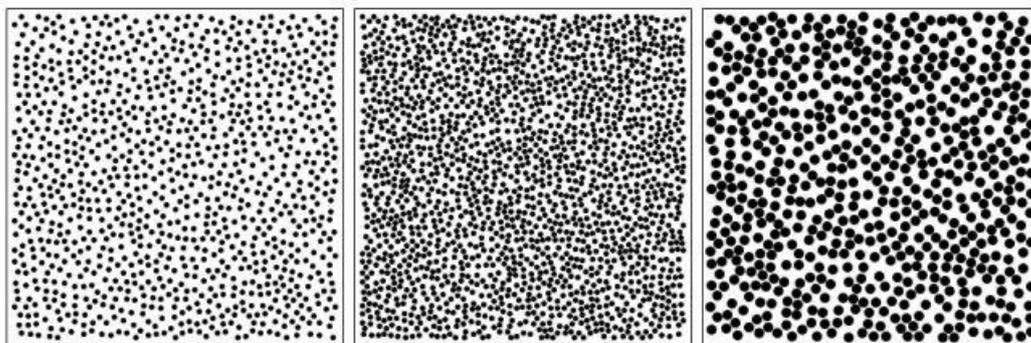


Fig. 1.4 Esempi di speckle di diverse dimensioni.

Il primo parametro da considerare, per la realizzazione di un buon pattern, è la grandezza degli speckle, intesa come diametro medio degli speckle in pixel, sulle immagini acquisite dalla fotocamera. La loro dimensione influenza l'accuratezza della misura. Uno speckle troppo piccolo, minore del pixel, porta alla perdita di movimenti minori al pixel. Lo speckle si "muoverà" all'interno dell'area del pixel, senza modificarne l'intensità luminosa. Uno speckle troppo grande, maggiore delle dimensioni del subset, causa, invece, decorrelazioni. In letteratura si riportano valori ideali di speckle compresi tra 3 e 5 volte un pixel [15].

Dato che, a parità di risoluzione del sensore delle telecamere, ad una finestra di misura più grande corrispondono pixel più grandi, vi corrisponderanno anche speckle più grandi. Si può quindi calcolare la dimensione degli speckle (L) in funzione della finestra di misura e della risoluzione del sensore fotografico (fig. 1.5). Introducendo il fattore di ingrandimento (M), come rapporto tra i pixel presenti sul lato maggiore del sensore e la dimensione in mm della finestra di misura,

$$M = \frac{\text{pixels lato maggiore ccd}}{\text{dimensioni mm finestra di misura}} = \left[\frac{\text{pixels}}{\text{mm}} \right]$$

si ottiene la dimensione caratteristica degli speckles (L), come il rapporto tra il numero di pixels che lo speckle ricopre sul sensore della videocamera e il fattore di ingrandimento (fig. 1.5).

$$L = \frac{P}{M} = \left[\text{pixels} \frac{\text{mm}}{\text{pixels}} \right] = [\text{mm}]$$

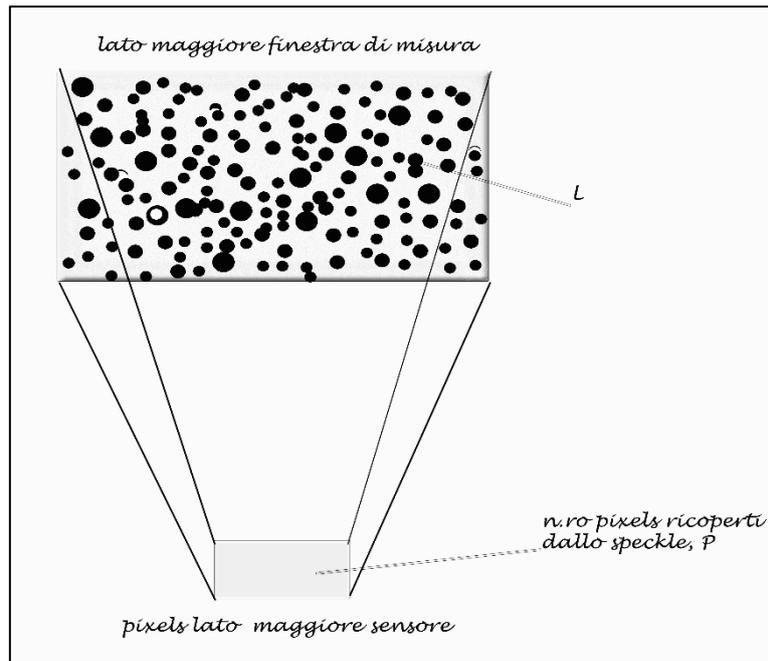


Fig. 1.5 Schema della finestra di misura, sensore e speckle.

Ne consegue, che la dimensione ottimale di ogni speckle sul provino dovrebbe variare ogni volta che cambia la risoluzione delle telecamere e la grandezza della finestra di misura, per riuscire a sfruttare in modo ottimale la risoluzione della strumentazione.

Altri parametri da considerare per produrre uno speckle pattern funzionale, sono:

- Distribuzione casuale, per rendere univocamente identificabile ogni area della superficie del campione;
- Alto contrasto, per consentire all'algoritmo di correlazione dell'immagine di funzionare in modo efficace;
- Rapporto bianco/nero di circa 50:50, per evitare regioni che non possono essere riconosciute correttamente;
- La rugosità, che deve essere ridotta al minimo, per evitare alterazioni

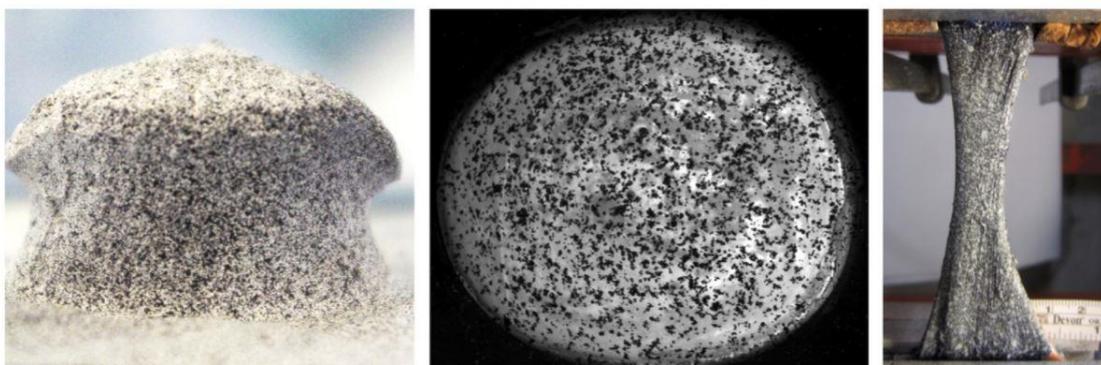
della geometria della superficie.

Le tecniche maggiormente usate per la realizzazione dello speckle pattern sono:

- Vernice ad alto contrasto spruzzata con aerografo (Figura 1.6 (a)): questa tecnica è adatta sia per piccole che per grandi deformazioni, perché lo speckle stesso viene teso durante la deformazione.
- Dispersione random di polvere di grafite su provino (Figura 1.6 (b)): si tratta di una tecnica notevole in caso di piccole deformazioni, in particolare per i tessuti molli, grazie ad un'ottima adesione su superfici umide. Viceversa, in caso di grandi deformazioni, può produrre una sottostima della deformazione, poiché le particelle di polvere si spostano, ma non si deformano quando il provino sottostante viene deformato [8].

Il motivo a puntini nero su bianco è quello più utilizzato. Per prima cosa, viene creato uno sfondo bianco uniforme opaco, per evitare riflessi, sul quale vengono aggiunti puntini neri, anch'essi opachi. Questa preparazione fornisce il contrasto ottimale. Inoltre, se la superficie del campione stesso è già di colore chiaro (es. osso), si potrebbe evitare la preparazione del fondo bianco [8].

Tuttavia, in alcuni casi, in particolare per i tessuti molli, può essere utilizzato il motivo bianco su nero (Figura 1.6 (c)). La differenza sta nel colore dello sfondo (nero o blu scuro) e delle macchioline (bianco). Il fondo scuro si ottiene mediante immersione del provino in qualche colorante (tipicamente blu di metilene). Ciò, impedisce la de-laminazione e lo sgretolamento dello strato di fondo anche in caso di grandi deformazioni. Il motivo a macchie bianche viene quindi prodotto con un fucile ad aria compressa [8].



(a) black-on-white; airbrush

(b) black-on-white; powder

(c) white-on-black; airbrush

Fig. 1.6 Speckle pattern prodotti con tre diverse tecniche.

1.4 HARDWARE E SETUP

La strumentazione, utilizzata nella *Digital Image Correlation* (DIC), (fig. 1.5) è costituita da:

- 1 o 2 telecamere in bianco e nero (1 nel caso di correlazione d'immagine digitale 2D; 2 per la DIC 3D);
- Scheda di acquisizione dati: permette di importare le immagini registrate dalle telecamere e permette, contemporaneamente all'acquisizione, il collegamento altri strumenti di misura;
- Sorgente luminosa (LED o alogena), per facilitare alle telecamere il riconoscimento del pattern realizzato. L'illuminazione è uno dei parametri più rilevanti, al fine di avere una facile e veloce calibrazione e correlazione.
- Computer per la correlazione ed elaborazione delle immagini.

Prima di iniziare le misure, bisogna configurare la strumentazione, essenzialmente come in figura sotto (Fig. 1.7):

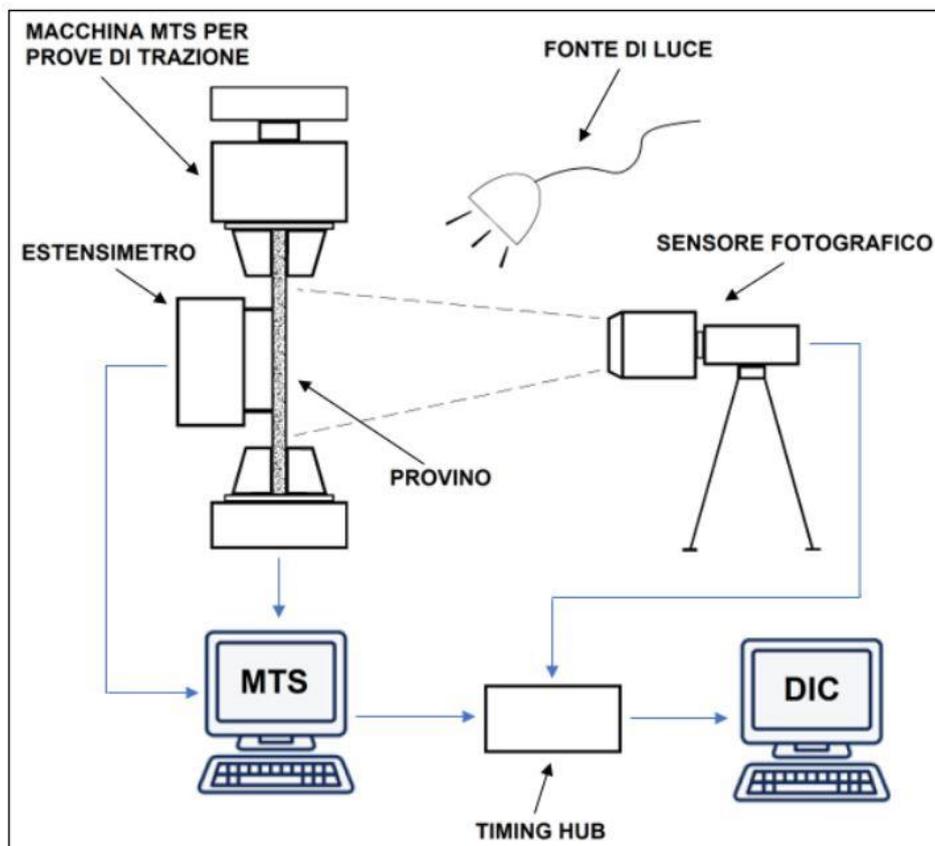


Fig. 1.7 Strumentazione HW del sistema di correlazione d'immagini.

La superficie, oggetto di studio, deve essere illuminata uniformemente e in modo sufficiente da ottenere un buon contrasto nell'immagine. Il provino deve essere posizionato in modo tale da avere la superficie d'interesse, sulla quale bisogna fare le acquisizioni, perpendicolare al sensore fotografico. Il sensore fotografico generalmente usato è di tipo CCD (Charge Couple Device), perché è in grado di ridurre il rumore di fondo nelle immagini acquisite. Il sensore viene attaccato alla scheda di acquisizione e il tutto posizionato su un supporto treppiede, davanti al provino. La scheda di acquisizione viene collegata poi al Timing Hub e al computer DIC. Il Timing Hub è un dispositivo che funge da interfaccia, con il compito di sincronizzare i dati provenienti dal computer MTS (Standard Tester Machine), con quelli registrati dalla scheda di acquisizione del sensore fotografico e inviarli al computer DIC.

Una volta pronta la strumentazione hardware, è necessario iniziare la calibrazione del sistema, con un primario di calibrazione di geometria nota. In questa fase, il software determina tutti quei parametri dimensionali e geometrici, all'interno del volume di misura, per poter poi determinare spostamenti e deformazioni del provino.

Infine, dopo aver collegato tutta l'attrezzatura e aver effettuato le operazioni di setup e calibrazione, è possibile preparare la superficie del campione con opportuno pattern stocastico ed effettuare i test meccanici necessari nella fase di acquisizione delle immagini.

1.5 L'ALGORITMO DI CALCOLO DIC 2D

L'algoritmo di calcolo della DIC, a valle della fase di acquisizione, effettua un confronto tra il fotogramma iniziale di riferimento e le acquisizioni successive, per determinare il campo degli spostamenti e delle deformazioni. Gli spostamenti rigidi o le deformazioni del provino causano un movimento dei pixel sul piano del sensore fotografico. L'algoritmo agisce considerando un marker di riferimento e il subset, al suo intorno, sull'immagine relativa alla configurazione non deformata e poi rintraccia la posizione del marker e del relativo subset, nelle immagini delle configurazioni deformate che via via si susseguono (fig. 1.8) [22].

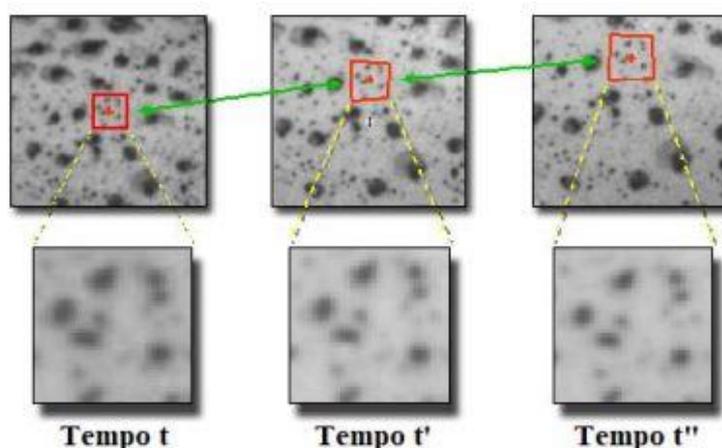


Fig. 1.8 Tracking del subset intorno al marker di riferimento.

In particolare, l'algoritmo va alla ricerca di un subset nell'immagine deformata che presenti la stessa distribuzione di livelli di grigio nell'immagine di riferimento. Per determinare la posizione di tale subset, si considera la condizione che massimizza il coefficiente di correlazione C tra i due fotogrammi, prima e dopo la deformazione:

$$C(x,y,x^*,y^*) = \frac{\sum F(x,y)G(x^*,y^*)}{\sqrt{\sum F(x,y)^2 \sum G(x^*,y^*)^2}}$$

$F(x,y)$ indica il livello di grigio nel punto (x,y) nell'immagine prima della deformazione, $G(x^*,y^*)$ indica il livello di grigio nel punto (x^*,y^*) nell'immagine dopo deformazione [22]. Il simbolo \sum indica la sommatoria all'interno del subset. Massimizzando C , si ottiene quindi la posizione del subset nell'immagine dopo deformazione. Questa procedura viene poi ripetuta per tutti i subset, cambiando l'area estratta dall'immagine successiva alla deformazione.

Relazionando la posizione dei punti interni al subset (x, y) , nelle immagini prima (x, y) e dopo (x^*, y^*) deformazione, come segue:

$$x^* = x + u_x$$

$$y^* = y + u_y$$

(con u_x e u_y , componenti relative allo spostamento del marker del subset); si possono ottenere le distribuzioni degli spostamenti e delle deformazioni [22].

I subset si deformano, seguendo la deformazione a cui è sottoposta la superficie (fig. 1.9).

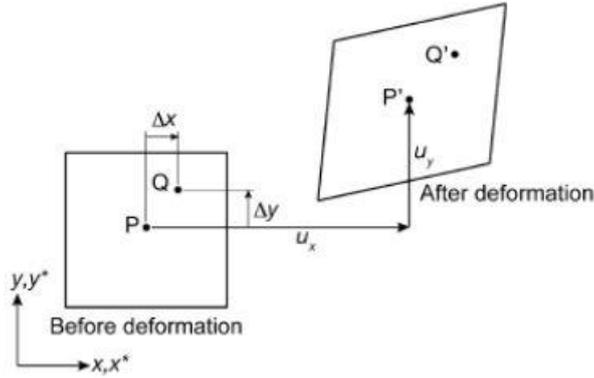


Fig. 1.9 Spostamento e deformazione di un generico subset.

Durante la deformazione il quadrato, che rappresenta il subset, assume una forma a parallelogramma e di conseguenza cambia la posizione dei punti P e Q che si saranno spostati in P' e Q' dopo deformazione. Ipotizzando piccole deformazioni, date le piccole misure del subset, anche i gradienti degli spostamenti all'interno del subset saranno uniformi. Quindi la relazione che lega i punti interni al subset prima (x,y) e dopo (x*,y*) deformazione, sarà la seguente:

$$\begin{aligned} x^* &= x + u_x + \frac{\partial u_x}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial u_x}{\partial y} \Delta y \\ y^* &= y + u_y + \frac{\partial u_y}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial u_y}{\partial y} \Delta y \end{aligned}$$

Dove, u_x e u_y indicano le componenti degli spostamenti del centro del subset lungo le direzioni x e y; Δx e Δy indicano la distanza di un generico punto Q di coordinate (x,y) dal centro del subset P [22].

Si possono estendere queste considerazioni fatte, al caso della DIC, in cui non sarà il singolo punto (*speckle*) ad essere riconosciuto ma la sua intensità luminosa. Indicando con $I(P) = I(x_p, y_p)$, l'intensità luminosa del punto P e con $I(Q) = I(x_q, y_q) = I(x_p+dx, y_p+dy)$, l'intensità luminosa del punto Q nell'istante iniziale, allo stesso modo si può ottenere il punto nell'istante successivo:

$$I(P^*) = I(x_p^*, y_p^*)$$

$$I(Q^*) = I(x_q^*, y_q^*) = I(x_p^* + dx^*, y_p^* + dy^*);$$

supponendo che la deformazione e lo spostamento rigido non abbiano cambiato l'intensità luminosa del punto. Ampliamo questo principio, introdotto considerando l'intensità luminosa del singolo punto, all'intensità luminosa dell'intero subset, facendo una correlazione incrociata tra le immagini (approccio standard).

Indicando con $I_i(x,y)$, l'intensità luminosa di un subset al tempo t_i , di dimensioni $N \times N$ e posto $n=N/2$, il quadrato della distanza Euclidea tra 2 posizioni del subset in

istanti successivi, vale:

$$d^2(u, v) = \sum_{x=-n}^n \sum_{y=-n}^n (I_1(x, y) - I_2(x + u, y + v))^2$$

Che espandendo diventa:

$$d^2(u, v) = \sum_{x=-n}^n \sum_{y=-n}^n (I_1^2(x, y) + I_2^2(x + u, y + v) - 2I_1(x, y)I_2(x + u, y + v))$$

Evidenziando il termine costante e il termine approssimativamente costante si può scrivere la funzione costo che misura la correlazione incrociata tra le immagini in oggetto di studio [18]:

$$c(u, v) = \sum_{x=-n}^n \sum_{y=-n}^n I_1(x, y)I_2(x + u, y + v)$$

La variazione di $c(u, v)$ dipende dalla dimensione dei subset.

Gli spostamenti vengono determinati seguendo un processo di calcolo iterativo cercando all'interno dell'insieme di spostamenti, quelli che massimizzano il coefficiente di correlazione C . Questo processo si ripete fino a quando non si massimizza il coefficiente C e a quel punto si ottengono i valori di spostamento desiderati. Una volta ottenuti i valori di spostamento, le deformazioni possono essere calcolate differenziando i valori di spostamento lungo la superficie del campione. Al fine di ridurre al minimo l'effetto degli errori di misurazione nel calcolo delle deformazioni, per calcolarle si usa il metodo dei minimi quadrati. Gli spostamenti, all'interno di un'area delimitata, vengono approssimati usando il metodo dei minimi quadrati e poi le deformazioni vengono calcolate differenziando l'espressione degli spostamenti.

1.6 DIC 3D: PRINCIPI DI FUNZIONAMENTO

La correlazione 3D si basa sul principio della stereoscopia, tecnica di realizzazione delle immagini, volta a trasmettere una illusione di tridimensionalità, analoga a quella prodotta dal sistema di visione umano [10]. La tecnica è stata introdotta per superare il limite della DIC 2D, che valuta spostamenti e deformazioni solo superficiali. La tecnica 3D può essere applicata anche a corpi non piani e che subiscono spostamenti anche al di fuori del piano.

Gli spostamenti e le deformazioni tridimensionali si ricavano attraverso l'acquisizione di immagini, nello stesso istante, da diverse direzioni e la successiva elaborazione computazionale dei dati provenienti da queste. Le misure delle coordinate dei punti, dalle diverse angolazioni, vengono poi relazionate ad un sistema di riferimento globale. Solitamente, si utilizzano 7 sistemi di riferimento così disposti (utilizzo di 2 telecamere):

- XYZ, sistema di riferimento globale, centrato sul corpo dell'oggetto in esame;
- $X_C Y_C Z_C$, sistema di riferimento centrato sulla lente della telecamera (un sistema di riferimento per ciascuna telecamera);
- $X_I Y_I Z_I$, sistema di riferimento centrato sul piano immagine della telecamera (un sistema di riferimento per ciascuna telecamera);
- $X_S Y_S Z_S$, sistema di riferimento centrato su un angolo del sensore della telecamera (un sistema di riferimento per ciascuna telecamera).

Ad ogni punto dell'oggetto, nel sistema di riferimento globale XYZ, sarà associato ad una coppia di punti congiunti P_{j1} e P_{j2} , con i pedici $j = C, I, S$ (sistemi di riferimento precedentemente identificati) e 1,2 : telecamera 1 e telecamera 2 [12].

Questa tecnica dà informazioni riguardanti sia la forma del corpo, sia il campo di spostamenti e deformazioni nelle tre dimensioni. La forma del corpo è ricavata attraverso il confronto delle immagini riprese nello stesso istante da direzioni diverse, mentre spostamenti e deformazioni sono ricavati attraverso il confronto dell'immagine di riferimento, con le immagini acquisite successivamente del corpo sotto carico.

L'algoritmo più utilizzato per la correlazione 3D è quello delle trasformazioni pseudo-affini; ovvero l'individuazione della trasformazione subita da ogni subset

(Fig. 1.10) che minimizza la differenza tra i toni di grigio dell'immagine di riferimento con quella deformata o tra l'immagine di una fotocamera e l'altra [19].

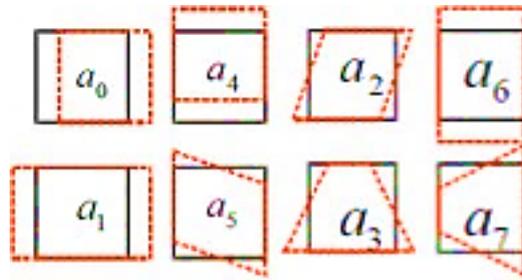


Fig. 1.10 Effetti di deformazione che può subire il generico subset: spostamenti rigidi, allungamenti, tagli e distorsioni.

1.6.1 LA DETERMINAZIONE DELLA GEOMETRIA DELL'OGGETTO

Si considera l'oggetto costituito da piccole superfici piane. Al generico piano p , corrispondono i subset SI_1 e SI_2 , rispettivamente sulla camera C_1 e sulla camera C_2 . La posizione del piano p si ricava attraverso correlazione delle immagini. Dalla telecamera C_1 si considera una stima p_s del piano p incognito, corrispondente al subset SI_1 . Dalla camera C_2 si determina il subset $SI_2^{p_s}$, relativo al piano p_s . Infine, si cambia la posizione del piano p_s fin quando la correlazione tra SI_1 e $SI_2^{p_s}$ non è massima: ovvero, quando il piano p_s corrisponde al piano p nel subset SI_2 (fig. 1.11).

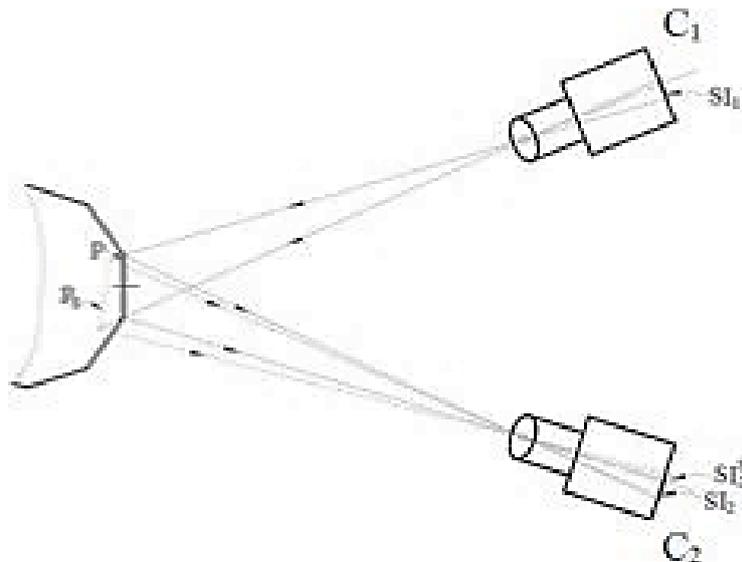


Fig. 1.11: Determinazione del generico piano p .

Iterando per tutti i micro-piani dell'oggetto, se ne determina la geometria.

1.6.2 LA DETERMINAZIONE DEGLI SPOSTAMENTI NELLO SPAZIO

Per determinare gli spostamenti si confrontano le immagini prima dell'applicazione del carico, con quelle dello stato deformato.

Si indicano con:

- I_1 e I_2 le immagini, rispettivamente per la telecamera 1 e per la telecamera 2 al tempo t , prima dell'applicazione del carico;
- I'_1 e I'_2 le immagini, rispettivamente per telecamera 1 e telecamera 2, al tempo t' ;
- P e P' la posizione del generico punto sull'oggetto rispettivamente prima dell'applicazione del carico e sotto carico.

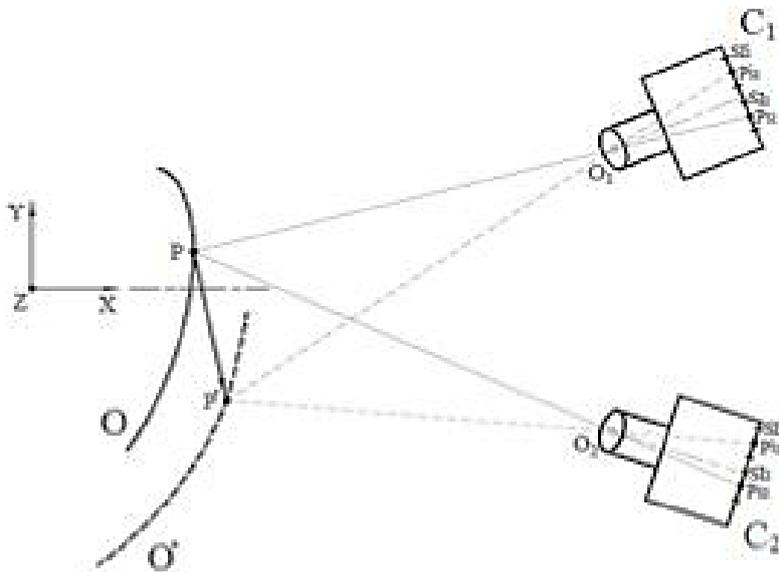


Fig. 1.12: Determinazione del campo degli spostamenti.

Riferendosi alla figura 1.12, si considera il subset SI_1 , sulla camera C_1 , centrato nel punto P_{S1} , dell'immagine I_1 , al tempo t . Tramite i metodi di correlazione, si ricerca il subset SI'_1 , centrato in P'_{s1} , nell'immagine I'_1 , al tempo t' , relativo a SI_1 . Poi, sempre tramite correlazione, stavolta tra immagini allo stesso istante, si ricerca il subset SI_2 , centrato in P_{S2} , nell'immagine I_2 , al tempo t , corrispondente a SI_1 e, allo stesso modo, si ricercherà successivamente la facet SI'_2 centrata in P'_{s2} corrispondente a SI'_1 nell'immagine I'_2 relativa al tempo t' . Utilizzando le relazioni della stereoscopia, tra i veri sistemi di riferimento, si determinano le coordinate nel sistema XYZ del punto P' , relativo allo stato deformato, e dei punti congiunti P'_{s1} e P'_{s2} , sul sistema di riferimento posizionato sui sensori delle telecamere [12].

Procedendo per tutti gli altri subset si determina la posizione di tutti i punti del corpo deformato e il campo degli spostamenti.

1.7 LA CALIBRAZIONE

Nell'esecuzione dell'algoritmo di correlazione il mondo analogico, oggetto sottoposto a carichi, deve esser interpretato, fotografato e rilevato, ed esser trasformato in un segnale digitale, un'immagine rappresentabile in scala di grigi. La condizione per cui questa procedura può avvenire è l'operazione di calibrazione.

La calibrazione determina tutti quei parametri intrinseci ed estrinseci del sistema di fotocamere, attraverso un primario di calibrazione, un pannello, con un pattern predefinito, di cui il software conosce esattamente le dimensioni, la tonalità dei colori e la rugosità superficiale e la cui dimensione va scelta in funzione della finestra di misura con cui si intende lavorare.

Esistono sul mercato una seria molto ampia di primari di calibrazione (fig. 1.13) proprio per soddisfare le diverse esigenze e a testimoniare l'importanza e delicatezza che ricopre questa fase del processo di misura.

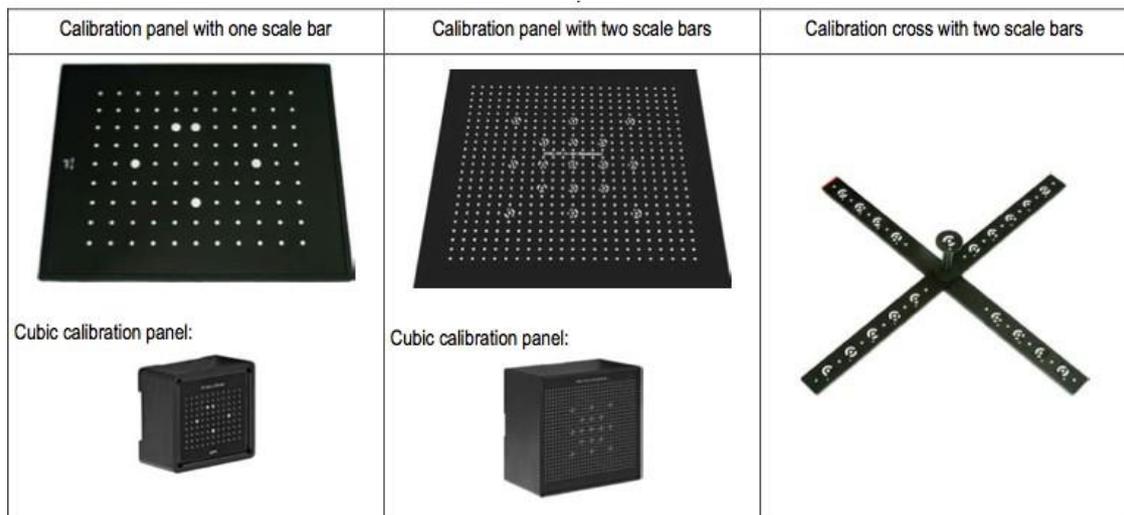


Fig. 1.13 Esempi di primari di calibrazione.

Eseguendo una serie di fotogrammi, in alcuni casi guidati, in altri casi liberi, il software esegue la trasformazione prospettica tra il sistema "mondo esterno", il sistema "fotocamera", che ha origine nel centro ottico della lente (parametri

estrinseci) e il sistema “immagine”, dovuto alla forma e alla dimensione del sensore CCD e alla posizione relativa rispetto al centro ottico (parametri intrinseci).

Inoltre, una buona calibrazione permette di correggere la distorsione introdotta dalle lenti, in particolare le grandangolari, e gli effetti delle distorsioni dovute alla temperatura. Al termine della calibrazione è possibile conoscere la posizione del punto P nello spazio, conoscendo la posizione che quel punto occupa nelle 2 immagini stereoscopiche raccolte [12].

1.8 GLI ERRORI DI MISURA

Si possono distinguere due principali categorie di errore dei quali è affetta la tecnica DIC:

- gli errori di correlazione;
- gli errori di calibrazione.

Gli errori di correlazione, legati all'accuratezza della strumentazione, esprimono le incertezze che si hanno nel riconoscimento dei subset tra i vari frame e si dividono in errori sistematici ed errori casuali.

Gli errori sistematici sono dovuti a effetti locali all'interno del pixel causati dalla discretizzazione del pattern del provino operata dal sensore. Essi rappresentano la limitazione principale sull'accuratezza dei risultati [19].

Gli errori casuali sono dovuti al numero limitato di pixel a disposizione per subset. Questo vincolo non permette di avere elevata accuratezza sul posizionamento del subset. Si limita questo errore aumentando la dimensione del subset, visto che l'errore aumenta con la radice quadrata del numero di pixels per subset. Altri errori casuali sono: la differente illuminazione per le due camere, lo scarso contrasto dell'immagine e l'inadeguatezza delle dimensioni degli speckle che formano il pattern [12].

Gli errori di calibrazione portano invece ad errori nella ricostruzione 3D. Si presentano in maniera sistematica in funzione della posizione dei subset nei frame e sono dovuti all'effetto di distorsione introdotto dalle lenti. Quest'ultimo è molto più accentuato ai bordi del frame piuttosto che al centro. Altro parametro difficile da controllare e responsabile di molte problematiche è la temperatura, soprattutto in

quei casi in cui la calibrazione viene fatta a distanza di tempo dalla misura vera. La temperatura dovrebbe essere costante e nel caso di variazioni e potrebbe portare ad avere risultati fuorvianti. [12]

Capitolo 2

L'utilizzo della DIC in Odontoiatria

2.1 UN "TREND" IN SALITA

Sempre più numerosi sono gli studi sperimentali presenti in letteratura odontoiatrica condotti con l'utilizzo della digital image correlation 2D e/o 3D, per misure stress/strain su tessuti biologici, sia rigidi che soft [8].

Difatti, tra le potenzialità della DIC vi è la sua idoneità a studiare diversi tipi di materiali, come i tessuti biologici molli e anche duri, indipendentemente dal loro comportamento meccanico (fragile o duttile, isotropo o anisotropo, omogeneo o disomogeneo), per piccole o grandi deformazioni [11]. Le misurazioni a pieno campo, ottenute tramite DIC, sono molto importanti quando devono essere identificati danni locali, come l'inizio o la propagazione di una cricca e per lo studio sperimentale di campioni biologici, che sono principalmente disomogenei e anisotropi. Di contro, le misurazioni puntuali, come quelle fornite dagli estensimetri, a volte non sono sufficienti per monitorare completamente un esperimento su tessuti biologici; quelle ottenute da analisi fotoelastiche sono per lo più semiquantitative e limitate all'uso di resine fotoelastiche; mentre i risultati dell'analisi agli elementi finiti (FE) richiedono dati sperimentali come input e devono essere validati tramite test sperimentali.

Come comprova di quanto detto, dall'analisi della letteratura si osserva un trend in crescita dell'utilizzo della DIC negli studi sperimentali a sfavore di altre tecniche quali misurazioni tramite strain gauges e analisi fotoelastiche.

In odontoiatria, lo studio della distribuzione dei campi di sforzo e deformazione è alla base del progresso nella clinica e nel trattamento di molte patologie dentali, nel processo di progettazione protesica e nello studio del processo di osteo-integrazione. Ad esempio, la rigidità di un tessuto è calcolata come il rapporto tra il carico e lo

spostamento; il rimodellamento osseo è un noto processo guidato da stress/strain per la legge di Wolff; la frattura ossea è governata da un criterio di fallimento basato sulla deformazione. [13]

Dagli studi analizzati vedremo che sono state eseguite complesse indagini sull'intero parodonto e sui denti, per ottimizzare la rigidità e il trasferimento di carico negli impianti dentali. Per quanto riguarda la riabilitazione impianto-protetica, le macroaree di interesse maggiormente trattate negli studi sperimentali di biomeccanica, indagano le diverse interfacce coinvolte nel sistema (fig. 2.1):

1. Interfaccia Osso-Implanto
2. Interfaccia Abutment-Implanto-Tessuti Molli
3. Interfaccia Abutment-Protesi

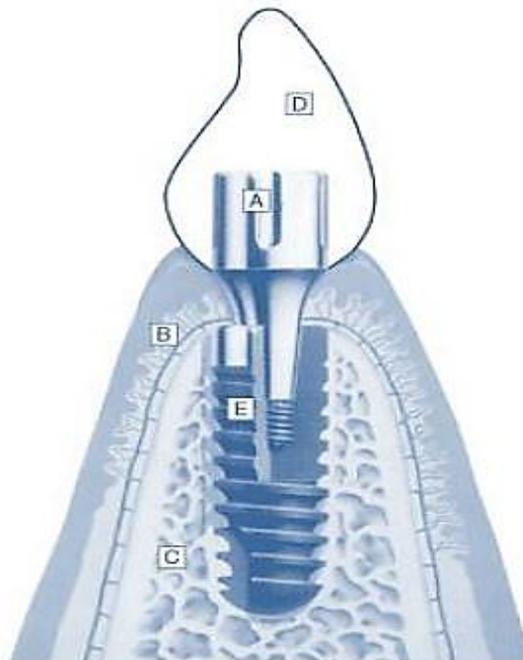


Fig. 2.1 Tipico impianto dentale e interfacce coinvolte: a) abutment; b) tessuti molli del parodonto; c) osso alveolare; d) corona protesica; e) impianto

In generale, la DIC in odontoiatria è principalmente utilizzata per l'analisi digitale della superficie del volto umano, per misurazioni 3D basate su modelli in vitro delle mascelle e per la visualizzazione del movimento nelle impronte degli impianti. [13]

2.2 OVERVIEW: I PRINCIPALI CASI STUDIO

A scopo esemplificativo, sono stati presi in esame 7 casi studio, riassunti nella tabella 1 sottostante.

Gli studi risultano tutti condotti nel ventennio che va dal 2000 al 2020 per la maggior parte da ricercatori statunitensi, ma anche giapponesi ed europei.

Nonostante ogni studio approfondisca una diversa tematica di ricerca in ambito odontoiatrico, comune a tutti gli studi è la sperimentazione tramite DIC come metodo di misura per i campi di spostamento e deformazione. Questo conferma la grande variabilità di applicazione delle DIC in ambito odontoiatrico e il sempre maggiore interesse, a livello globale, verso questa tecnica.

NUMERO	AUTORE	ANNO	TITOLO	GIORNALE	STUDIO	TECNICA	APPLICAZIONE	CAMPIONE
1	Lihe Qian, Mitsugu Todo, Yasuyuki Morita, Yasuyuki Matsushita, Kiyoshi Koyano. GIAPPONE	2009	Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament	Elsevier Ltd.	APPROCCIO COMBINATO: SPERIMENTALE IN VITRO + NUMERICO	DIC 2D ANALISI FEM	STUDIO DELLA DEFORMAZIONE DEL PARODONTO: CARATTERIZZAZIONE DEL LEGAMENTO PARADONTALE	MANDIBOLA DI MAIALE + MODELLI FEM
2	Lilijana Tihacek Sojic, Aleksandra Milic Lemic, Ivan Tansic, Nenad Mitrovic, Milos Milosevic and Aleksandar Petrovic. SERBIA	2012	Compressive strains and displacement in a partially dentate lower jaw rehabilitated with two different treatment modalities	Gerodontolog y	SPERIMENTALE STUDIO IN VITRO	DIC 3D	STUDIO DELLA DEFORMAZIONE OSSEA CAUSATA DA PROTESI DENTALI DIFFERENTI	MANDIBOLA UMANA CON PROTESI DENTALI PARZIALI FISSE E PROTESI DENTALI PARZIALI RIMOVIBILI
3	Rodrigo Tiossi, Lianshan Lin BEng, Heather Joan Conrad, Renata C.S. Rodrigues, Young Cheul Heo, Maria da Gloria Chiarello de Mattos, Alex Sui-Lun FokK, Ricardo Faria Ribeiro BRASILE E USA	2012	A digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution	Elsevier Ireland	SPERIMENTALE STUDIO IN VITRO	DIC 2D	STUDIO DELLA DEFORMAZIONE OSSEA CAUSATA DA CORONE IN MATERIALE DIFFERENTE	MODELLI OSSEI IN RESINA PMMA CON PROTESI DENTALI PARZIALI FISSE CON CORONE IN PORCELLANA O IN RESINA ACRILICA
4	Rodrigo Tiossi, Marco A.A. Vasco, Lianshan Linb, Heather J. Conrado, Osvaldo L. Bezzona, Ricardo F. Ribeiro, Alex S.L. Fok. BRASILE E USA	2013	Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation.	Elsevier Ltd	APPROCCIO COMBINATO: SPERIMENTALE IN VITRO + NUMERICO	DIC 2D ANALISI FEM	STUDIO DELLA DEFORMAZIONE DEL PARODONTO CAUSATA DA PROTESI DENTALI DIFFERENTI	MODELLI OSSEI IN RESINA PMMA CON PROTESI DENTALI PARZIALI FISSE SPLITTED E NON-SPLITTED + MODELLI FEM
5	Rodrigo Tiossi, Erica M. de Torres, Renata C. S. Rodrigues, Heather J. Conrad, Maria da Gloria C. de Mattos, Alex S. L. Fok and Ricardo F. Ribeiro. BRASILE E USA	2014	Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations.	The Journal of Prosthetic Dentistry	SPERIMENTALE STUDIO IN VITRO	DIC 2D FOTOELASTICITÀ	STUDIO DELLA DEFORMAZIONE DEL PARODONTO CAUSATA DA PROTESI DENTALI DIFFERENTI	MODELLI OSSEI IN RESINA PMMA CON PROTESI DENTALI PARZIALI FISSE CON CORONE SPLITTED E NON-SPLITTED IN METALLO-CERAMICA
6	Prapaporn Shantavasinkul, Ozan Akkus, J. Martin Palomo and Sebastian Baumgaertel. USA	2016	Surface strain distribution of orthodontic miniscrews under load.	American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics	SPERIMENTALE STUDIO IN VITRO	DIC 3D	STUDIO DELLA DEFORMAZIONE DEL PARODONTO: CARATTERIZZAZIONE DI MINIVITI PER IMPIANTO	MINIVITI
7	Louai Salaita, Yilmaz, Seidt, Clelland, Chien, McGlumphy. USA	2017	Strain analysis of 9 different abutments for cement-retained crowns on an internal hexagonal implant.	The Journal of Prosthetic Dentistry	SPERIMENTALE STUDIO IN VITRO	DIC 3D	STUDIO DELLA DEFORMAZIONE DEL PARODONTO: CARATTERIZZAZIONE DI ABUTMENT	ABUTMENT

Tabella 1. Sumup dei casi studio.

2.2.1 QIAN ET AL., 2009 [1]

Il primo caso studio in ordine cronologico si pone come obiettivo quello di quantificare i campi di sollecitazione, spostamento e deformazione dell'intero parodonto, che si creano in seguito alle forze applicate alle corone dei denti durante l'occlusione dentale. Queste forze sono normalmente trasmesse all'osso circostante attraverso il legamento parodontale e generano sollecitazioni e deformazioni nel parodonto, che possono causare vari problemi come movimento dei denti, lesioni cervicali non-cariose e anche la perdita di osso cervicale. Stimare quantitativamente i campi di sollecitazione, deformazione e deformazione nell'intero parodonto aiuta a capire l'origine di questi problemi ed è quindi di grande importanza a livello clinico.

Lo studio persegue lo scopo ponendo particolare attenzione alla caratterizzazione del legamento parodontale (PDL), un tessuto biologico molle con caratteristiche viscoelastiche, che collega l'osso e il dente. Difatti, è noto che la deformazione del legamento parodontale, gioca un ruolo importante nel controllo del movimento dei denti ed ha una grande influenza sui campi di deformazione dell'intero parodonto, sotto una forza esterna e sul processo di rimodellamento dell'osso alveolare.

Vincente è risultata la scelta di un approccio combinato numerico e sperimentale.

La tecnica, Digital Image Correlation 2D, in questo studio, è stata applicata acquisendo le immagini di campioni plate-like con spessore di 2mm di mandibola di maiale opportunamente trattati per l'applicazione dei pattern superficiali (fig. 2.2).

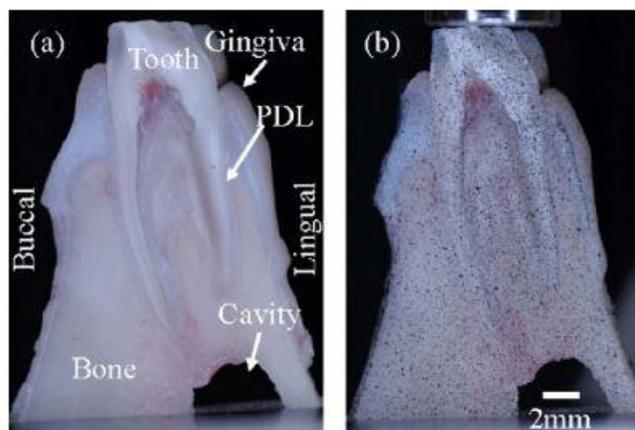


Fig. 2.2 Immagine del campione usato, prima e dopo l'applicazione dello speckle pattern.

Su questi campioni sono stati eseguiti test di intrusione in situ utilizzando una macchina per test su materiali (LSC-a, Tokyo Testing Machine).

Parallelamente è stata condotta un'analisi agli elementi finiti tridimensionali basata su immagini. Un modello FE, con spessore di 2 mm, è stato disegnato in base alla geometria dei profili del dente, del legamento paradontale, dell'osso alveolare e della gengiva (Fig. 2.3).

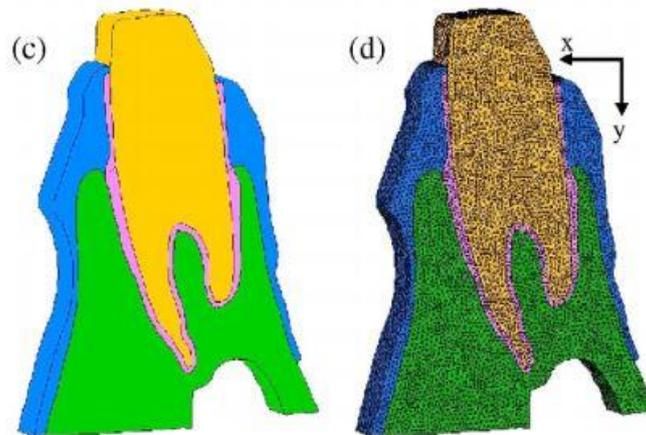


Fig. 2.3 Geometria del modello e modello FE.

Il modello, di ~ 72.600 elementi tetraedrici, è stato vincolato in fondo e caricato numericamente con le stesse condizioni di carico dell'esperimento. Nel modello FE, il dente, l'osso e la gengiva sono stati assunti isotropi e con modulo elastico lineare; mentre per il legamento paradontale si è tenuto conto delle sue proprietà viscoelastiche. I parametri per caratterizzare il comportamento viscoelastico non lineare e tempo dipendente del PDL sono stati regolati nelle simulazioni, fino a adattare l'intera curva di carico calcolata a quella sperimentale.

In studi precedenti, diverse tecniche sperimentali sono state applicate per valutare i campi di sforzo/deformazione conseguenti all'occlusione dentale, ma limitandosi quasi del tutto alla misurazione di modelli di deformazione locale nei tessuti dentali reali. L'uso della DIC in questo studio permette di superare questo limite ottenendo delle misure a tutto campo del campo delle deformazioni dell'intero parodonto (Fig. 2.4).

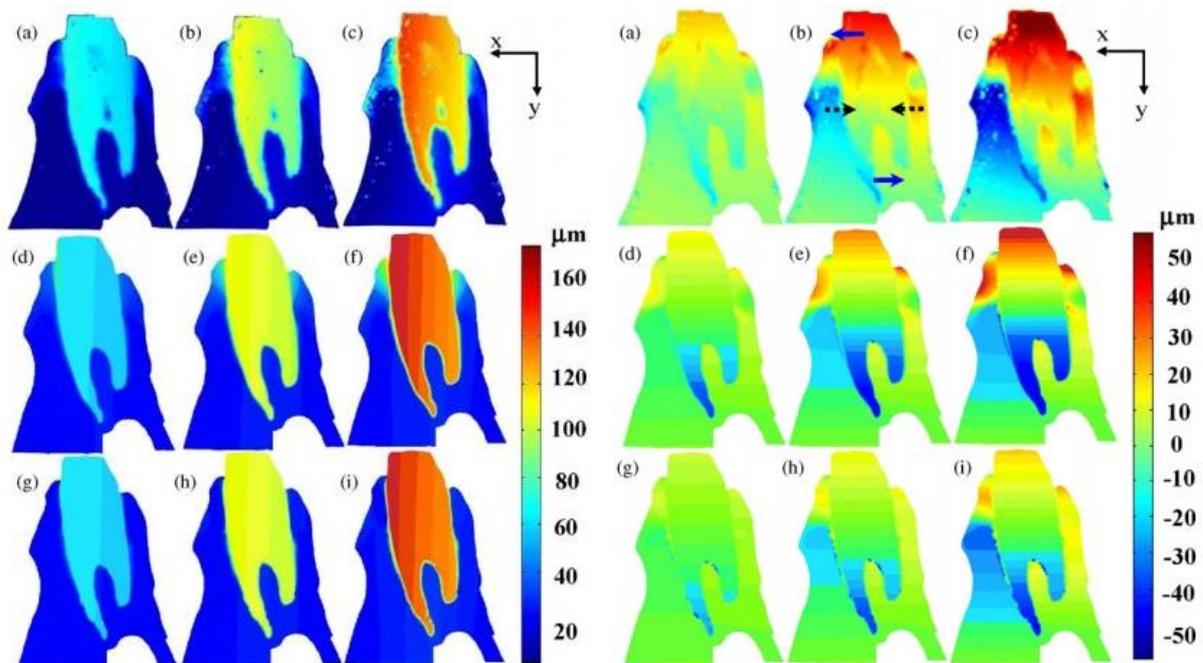


Fig. 2.4 Campi di spostamento verticale (sinistra) e orizzontale (destra). Ottenuti tramite DIC (in alto), modello FE bilineare (al centro) e il modello FE iperelastico (basso).

Analogamente, in studi precedenti, numerosi altri modelli FE sono stati impiegati per valutare lo stress e campi di deformazione in tutta la struttura del parodonto, ma basandosi quasi sempre su ipotesi di elasticità lineare, bilineare o di iper-elasticità del legamento paradontale, senza inoltre sottoporre a validazione sperimentali tali assunzioni. In questo senso la DIC si offre bene come strumento non solo di misura e ricerca, ma anche di validazione per modelli numerici.

I principali limiti dell'uso della 2-D Digital Image Correlation in questo studio emergono nella necessità della preparazione dei campioni. Essendo stati tagliati meccanicamente e trattati in superficie, potrebbero aver subito danni e/o risultare modificati in alcune caratteristiche meccaniche come la rigidità.

Per quanto riguarda la simulazione agli elementi finiti, è importante evidenziare che il modello non ha tenuto conto della anisotropia del legamento paradontale, in quanto i parametri necessari da inserire nel modello per tenerne conto non erano disponibili.

2.2.2 SOJIC ET AL., 2012 [2]

Il secondo caso studio, in ordine cronologico, si pone come obiettivo di analizzare la distribuzione della deformazione e dello spostamento sulla mascella inferiore, parzialmente dentata, riabilitata con protesi dentale parziale rimovibile (RPD) e di confrontarla, con la distribuzione della deformazione e dello spostamento su una mascella inferiore, parzialmente dentata, riabilitata con protesi parziale fissa cantilever (FPD), detta anche restauro implantare. Le protesi, poste a confronto, sono le principali proposte, oggi utilizzate, per riabilitare il comune problema, soprattutto in pazienti anziani, dell'arcata dentale accorciata (shortened dental arch, SDA), con i denti posteriori bilateralmente mancanti.

Questo tipo di studi, tramite la valutazione biomeccanica di protesi poste a confronto, permette una scelta più consapevole, in fase di pianificazione clinica e migliorano il processo di progettazione protesica per la riabilitazione di pazienti parzialmente edentuli.

Per l'esperimento è stata utilizzata una mandibola essiccata, parzialmente dentata, di un donatore maschio sulla settantina, valutata senza alcuna patologia o evidenti danni traumatici. Dopo la preparazione degli abutment, sono state prodotte due diverse tipologie di protesi, realizzando così, i due modelli sperimentali messi a confronto nelle prove di trazione:

- 1) blocco osseo in resina con protesi dentale parziale fissa;
- 2) blocco osseo in resina con dentale parziale rimovibile.

Dallo studio sperimentale in esame, emerge che l'uso del metodo ottico della DIC 3D, presenta diversi vantaggi rispetto alle misurazioni eseguite con altri metodi digitali. La tecnica, è molto meno sensibile alle vibrazioni ambientali, è in grado di rilevare il movimento del corpo rigido e misurare simultaneamente gli spostamenti 3D con un ampio range dinamico (da micrometri a millimetri). La ripetibilità della misurazione ottica è molto buona, con un coefficiente di variazione dello 0,5% e questo consente, ad esempio, la verifica di modelli numerici con grande precisione. Il metodo di correlazione dell'immagine digitale può essere utilizzato per analizzare strutture e costruzioni, di diverse dimensioni (da 1 a 2000 mm), tramite lo stesso sensore e visualizza la deformazione con un livello di precisione dello 0,01–100%.

Il suo principale svantaggio è la sua minore sensibilità determinata dal campo visivo che non supera i 0,3 micrometri e il fatto che le telecamere possono registrare

solo da un lato del campione sotto indagine. Ciò, implica che le curvature e le fessure dei modelli mandibolari osservati e anche le parti sotto la base della protesi, non possono essere analizzate. Questi fattori possono ridurre la risoluzione e la precisione delle immagini. Difatti, le telecamere, catturano solo le superfici piatte del provino dentro il loro campo visivo, così, può essere rilevata solo la deformazione della struttura all'interno della visuale della telecamera.

2.2.3 TIOSSI ET AL., 2012 [3]

In questo studio, la tecnica DIC 2D viene utilizzata per misurare la distribuzione superficiale del campo delle deformazioni, dell'osso nell'intorno di un impianto, dovute rispettivamente all'uso di 2 diversi materiali di rivestimento per le corone supportate dall'impianto.

Il design e il materiale delle sovrastrutture dentali influenzano il carico degli impianti dentali e, quindi, la deformazione dell'osso. Di conseguenza, sollecitare eccessivamente gli impianti, può causare microfratture ossee e portare al verificarsi di un aumento del tasso di perdita di osso marginale e al fallimento dell'impianto. Essendo incogniti, sia la natura che l'entità dei carichi che causerebbero l'allentamento dell'impianto, si conducono questi studi con lo scopo di ridurre al minimo le forze occlusali.

Applicando prima una corona in materiale ceramico e poi un'altra in resina, sono state valutate le differenze nell'assorbimento degli urti dei due diversi tipi di materiali. Inoltre, entrambe le tipologie di corona sono state testate per due diverse situazioni cliniche: presenza ed assenza del secondo molare (quindi di un contatto prossimo-distale alla protesi).

Per l'esperimento sono stati realizzati dei modelli di osso in PMMA, con spazi alveolari per denti e impianti, per simulare la parte dell'arcata di un paziente parzialmente edentulo. Sono stati poi incorporati, al blocco osseo, due impianti filettati nelle posizioni del secondo premolare e del primo molare, con opportuno adesivo per rappresentare osteo-integrazione completa. Il modello è stato completato con il posizionamento di repliche in resina acrilica di un primo premolare e di un secondo molare, utilizzando lo stesso metodo usato per gli impianti. Sono state infine fabbricati 2 set di 2 unità di protesi dentali parziali fisse (FPD) "splinted" (Fig. 2.5).



Fig. 2.5 Protesi parziale fissa splinted utilizzata nella sperimentazione.

I rivestimenti estetici sono stati realizzati, per un set di protesi in porcellana e per l'altro in resina acrilica. Su ognuno dei 4 diversi modelli risultanti sono stati applicati, contemporaneamente alle corone sopra gli impianti, carichi puntiformi in direzione verticale, fino a 250 N in totale, tramite un sistema di test universale (Materials Testing Solutions Systems, Eden Prairie, MN, USA) (Fig 2.6).

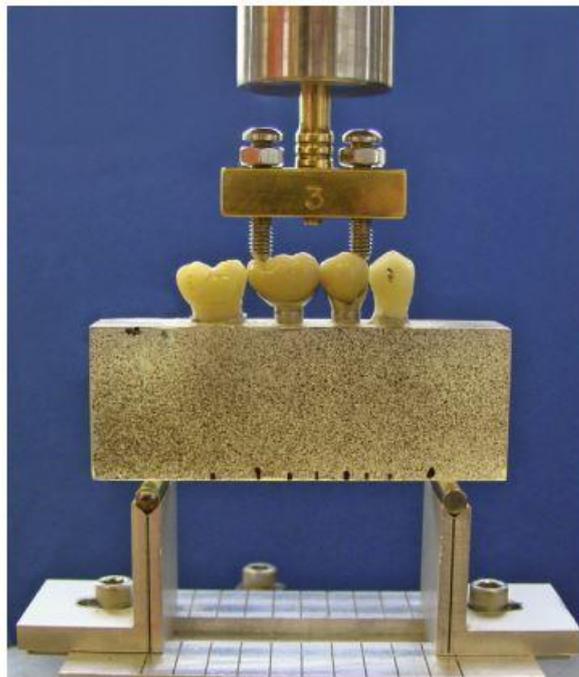


Fig. 2.6 Setup della prova con il provino e il device per il caricamento il supporto.

In questo esperimento, la misura delle deformazioni superficiali sul blocco osseo, tramite la DIC 2D, ha portato alcuni vantaggi rispetto a studi simili precedenti eseguiti con estensimetri, limitati a misure prevalentemente puntuali.

2.2.4 TIOSSI ET AL., 2013 E 2014 [4] [5]

Scelgo di trattare insieme il quarto e il quinto caso studio in esame, in quanto gli studi riproducono lo stesso esperimento usando però tecniche di misura differenti in modo da evidenziarne pro e contro, ma anche l'aspetto sinergico.

Lo studio pubblicato nel 2013 ha come obiettivo la validazione di un modello agli elementi finiti per lo studio dei campi di deformazione del parodonto. In particolare, l'esperimento indaga le eventuali differenze dei campi di deformazione di un modello di mascella inferiore, parzialmente dentata, riabilitata prima con una protesi dentale fissa, con corone in metallo-ceramica splinted; poi con un'altra protesi dentale fissa, con corone non-splinted. Entrambe le tipologie di protesi sono poi state testate per due diverse situazioni cliniche: presenza ed assenza del secondo molare (quindi di un contatto prossimo-distale alla protesi). Per la misura sperimentale in vitro viene usata la DIC 2D e i risultati vengono comparati con quelli derivanti dall'analisi di un modello FE e valutati per la validazione del modello numerico.

Lo studio pubblicato nel 2014 riproduce lo stesso esperimento in vitro tramite DIC 2D ed aggiunge un altro metodo di misura all'esperimento: la fotoelasticità. In tale studio, i risultati della DIC vengono analizzati e confrontati con quelli derivanti dalle misure tramite tecnica fotoelastica.

Gli studi, quindi, forniscono una valutazione a tutto tondo della distribuzione della deformazione sulla superficie dell'osso, nell'intorno dell'impianto, delle più usate protesi per la riabilitazione di pazienti parzialmente edentuli. Al netto dell'importanza dell'indagine in ambito odontoiatrico, altrettanto interessante risulta il confronto e l'analisi dei dati, alcuni mostrati nelle figure seguenti (Figure 2.7; 2.8; 2.9), ricavati tramite DIC, FEA e fotoelasticità.

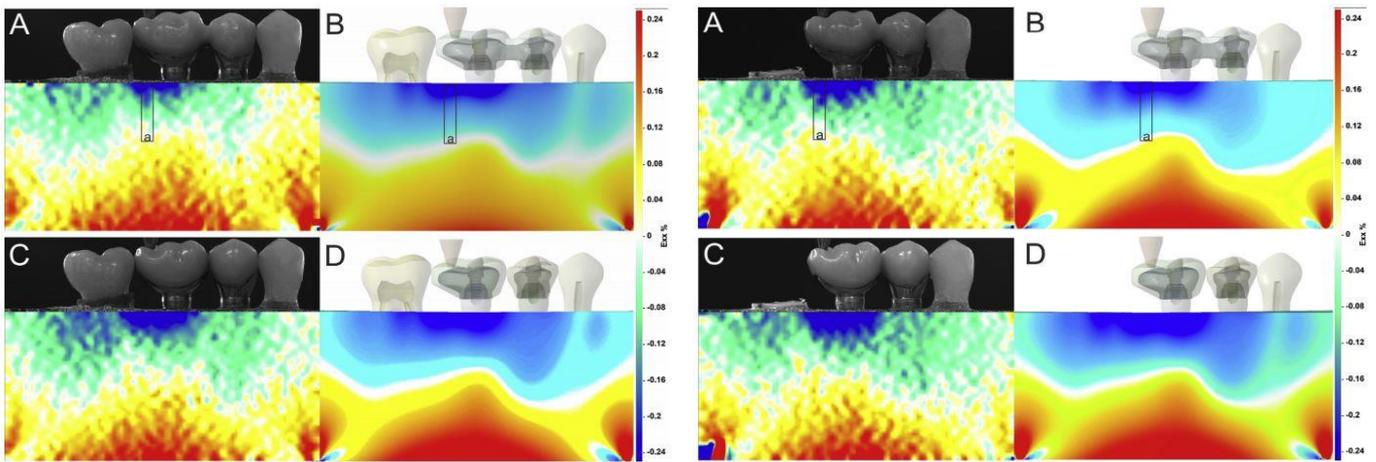


Fig. 2.7: Deformazioni misurate in direzione orizzontale (ϵ_{xx}). (A) Corone splintate con secondo molare (risultati DIC); (B) corone splintate con secondo molare (risultati FEA); (C) corone non splintate con secondo molare (risultati DIC); (D) corone non splintate con secondo molare (risultati FEA). (a) Regione di interesse tra i molari.

Fig. 2.8: Deformazioni misurate in direzione orizzontale (ϵ_{xx}). (A) Corone splintate senza secondo molare (risultati DIC); (B) corone splintate senza secondo molare (risultati FEA); (C) corone non splintate senza secondo molare (risultati DIC); (D) corone non splintate senza secondo molare (risultati FEA). (a) Regione di interesse tra i molari.

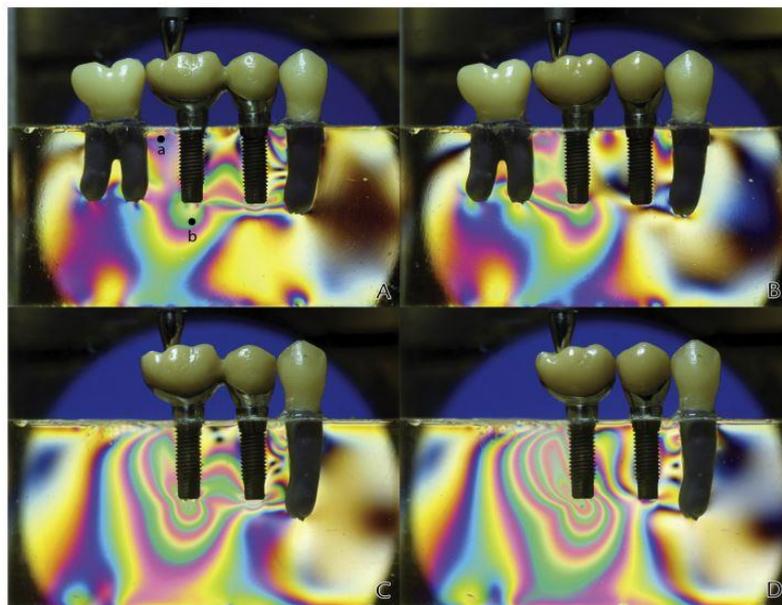


Fig. 2.9: Frange fotoelastiche dopo il caricamento delle protesi splintate (A e C) e non-splintate (B e D), con secondo molare (A e B) e senza secondo molare (C e D).

2.2.5 SHANTAVASINKUL ET AL., 2016 [6]

Il sesto caso studio affronta un interessante aspetto nell'ambito ortodontico. In questo caso è l'interfaccia osso-impianto ad essere principalmente indagata e più precisamente osso-mini-vite impiantata. La principale causa di fallimento della vite, a meno che non ci sia perimplantite, è un ambiente biomeccanico squilibrato nell'osso adiacente l'impianto. Pertanto, capire come i carichi funzionali si distribuiscono all'interfaccia osso-mini-vite, aiuta ad avere una prognosi migliore in termini di stabilità per l'ancoraggio ortodontico. In particolare, altri studi su modelli agli elementi finiti di mini-viti hanno dimostrato che la deformazione principale massima è il parametro più affidabile per prevedere il fallimento della mini-vite. Pertanto, lo scopo di questo studio in vitro è quello di ricavare le distribuzioni dei campi stress/strain generate dalle mini-viti, sotto diversi carichi ortodontici applicati, nel modello osseo di supporto circostante.

Per la sperimentazione sono state utilizzate trenta mini-viti con lunghezze di 6, 8 e 10 mm e modelli ossei in resina. Tutte le mini-viti sono state inserite nel supporto osseo raggiungendo una profondità di 6 mm e sono state caricate con la stessa forza di 200 cN, creando diversi momenti torcenti sulla superficie ossea peri-implantare. È stata utilizzata la tecnica di correlazione dell'immagine digitale 3D (fig. 2.10) per misurare le deformazioni risultanti sulla superficie intorno alle mini-viti ortodontiche.

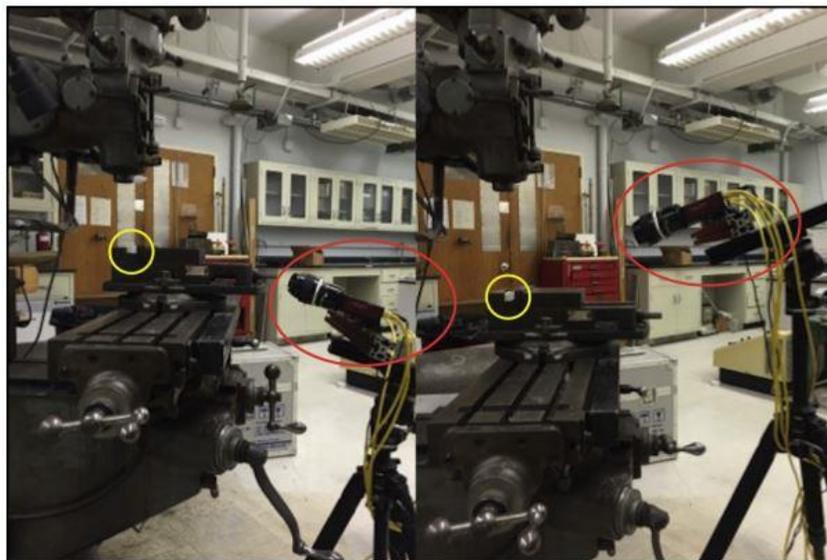


Fig. 2.10: Setup dell'esperimento: posizioni delle telecamere (cerchi rossi) e dei blocchi di osso artificiale contenenti le mini-viti (cerchi gialli).

2.2.6 SALAITA ET AL., 2017 [7]

L'ultimo studio, in vitro, preso in esame, indaga la distribuzione di campi stress/strain sull'osso circostante nove diverse tipologie, in termini di materiali e case produttrici, di abutment per corone cementate su impianti a forma esagonale interna.

Per la sperimentazione è stato utilizzato l'impianto standardizzato TVS (*tapered screwvent*, Zimmer Dental) con pianta esagonale interna per il quale esistono in commercio numerose tipologie di abutment. Gli impianti sono stati inseriti in un modello osseo in resina. In seguito all'esecuzione di test meccanici sulle corone cementate degli impianti, sono stati studiati i campi stress/strain risultanti nel modello osseo per ogni diverso abutment testato. Studi sperimentali simili erano stati condotti con l'uso di strain gauges o fotoelasticità. Questo studio, tramite l'uso della tecnica DIC 3D, permette di avere un quadro più ampio del problema a livello sperimentale e apre la porta a futuri studi tramite modelli numerici FEM. I risultati delle misurazioni fatte per ogni abutment, sono stati analizzati tra loro confrontati (fig. 2.11).

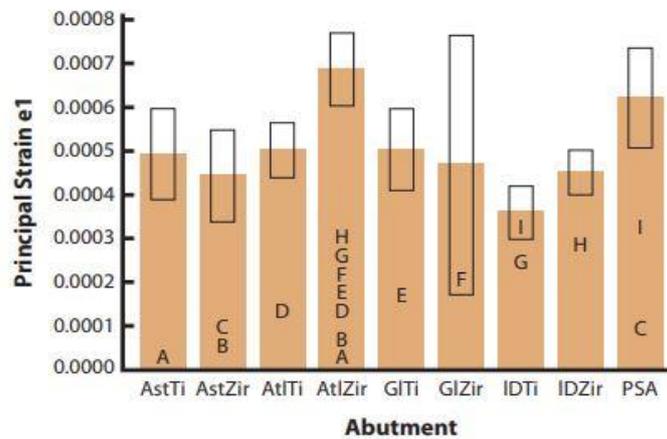


Fig. 2.11: Deformazioni principali (di trazione) massime intorno all'impianto, medie con intervallo di confidenza del 95%.

Complessivamente lo studio suggerisce che la selezione di abutment per impianti esagonali TVS, influenza la trasmissione e la localizzazione delle forze nel momento in cui la protesi è sotto carico.

Capitolo 3

Confronto con altre tecniche di misurazione stress/strain

3.1 GLI ALTRI METODI

Dalla metanalisi condotta in questo lavoro di tesi, emerge il confronto dei risultati forniti dalla Digital Image Correlation, con quelli provenienti da altri tre metodi di misura molto usati in ambito odontoiatrico. Si tratta di altri due metodi di misurazione sperimentale: misurazioni con estensimetri e analisi fotoelastiche e di un metodo ad approccio numerico: l'analisi di modelli agli elementi finiti.

Di seguito, verranno brevemente esposti, per poter poi eseguire un confronto tra loro e con la DIC, indagando i punti di forza e di debolezza di ciascuna tecnica.

3.1.1 ANALISI FOTOELASTICA

L'analisi fotoelastica è una tecnica risalente agli anni precedenti all'avvento dei computer ad elevate prestazioni computazionali. Il metodo, poco costoso e di facile utilizzo, si presta bene per determinare la distribuzione delle tensioni su un materiale, in ambito sperimentale.

Tramite un polariscopio, un fascio di luce polarizzata viene fatto passare attraverso al modello del componente meccanico in esame sotto carico (fig. 3.1). La sollecitazione meccanica provoca delle deformazioni nel modello e questo porta alla formazione di bande colorate che si distribuiscono e si alternano nello spazio, creando il cosiddetto “fringe pattern”. Le frange isocromatiche nel materiale vengono fotografate e interpretate (fig. 3.2) [9].

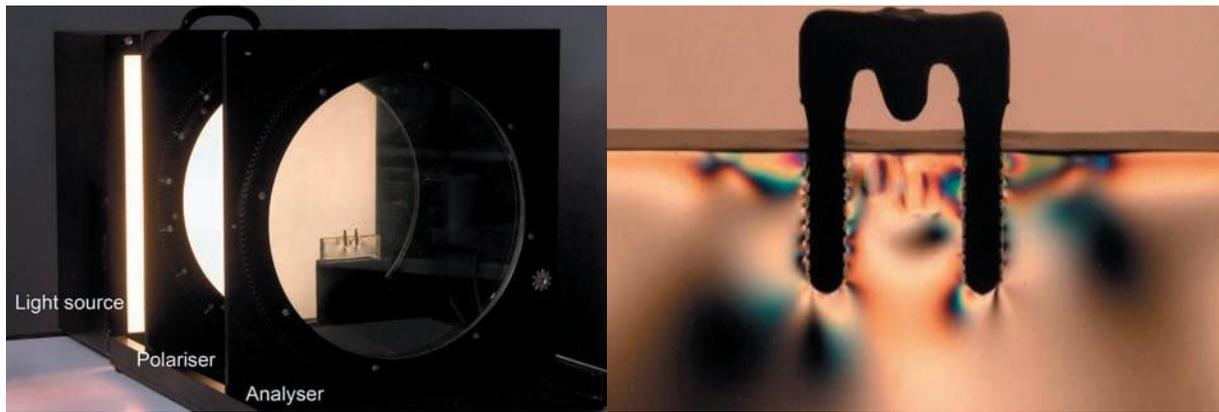


Fig. 3.1 (sinistra): Polariscopio utilizzato per indagini fotoelastiche
 Fig. 3.2 (destra): Frange isocromatiche su modello osseo con protesi parziale fissa.

Per ottenere risultati validi, è necessario che il modello del componente meccanico in esame sia realizzato con resine fotoelastiche, che possiedono la proprietà della birifrangenza. Ad esempio, nel caso degli impianti dentali, essi vengono inseriti in un modello realizzato in resina fotoelastica.

La fotoelasticità dà un'immagine ragionevolmente esatta della distribuzione delle tensioni anche intorno alle discontinuità brusche in un materiale. Inoltre, in base al colore, al numero e alla vicinanza delle frange è possibile fare valutazioni sull'intensità e la concentrazione delle sollecitazioni. I dati che fornisce sono per lo più semiquantitativi, ma il metodo resta un importante sistema per la determinazione dei punti critici di tensione in un materiale ed è spesso usato per la determinazione dei fattori di concentrazione di tensione nel caso di geometrie irregolari [9].

3.1.2 STRAIN GAUGES

Gli estensimetri sono strumenti di misura usati per misure sperimentali di piccole deformazioni di un corpo sottoposto a sollecitazioni meccaniche o termiche. Negli anni sono stati sviluppate diverse tipologie di estensimetri, specifici per diversi campi di applicazione. Tra questi, la tipologia maggiormente conosciuta ed utilizzata è quella degli estensimetri resistivi (strain gauges) [20].

Sono formati da una griglia di sottilissimo filo conduttore metallico, rigidamente applicata su un supporto di materiale plastico. La resistenza elettrica del conduttore dipende dalla sua sezione trasversale. Gli estensimetri vengono incollati alla superficie del corpo rigido, di cui si vogliono misurare le deformazioni e si deformano

insieme a tale superficie. Allungandosi ed accorciandosi insieme ad essa, producono una variazione della resistenza elettrica del conduttore interno. Dalla misura di questa variazione è possibile risalire all'entità della deformazione che la ha causata (fig. 3.3).

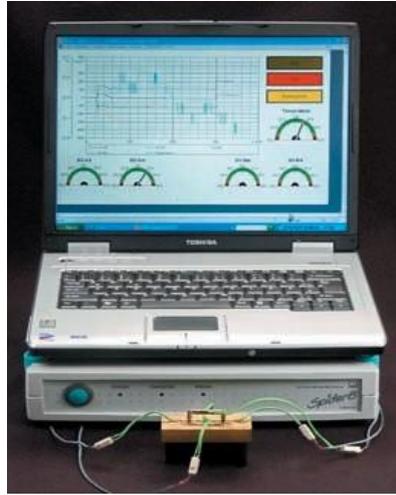


Fig. 3.3: Amplificatore di misura utilizzato per misurazioni con estensimetri e computer portatile con software di analisi.

Le dimensioni di un estensimetro possono variare da pochi micron ad alcuni centimetri. Quelli di dimensioni minori sono utilizzati per misure puntuali, mentre quelli di maggior lunghezza sono utili per rilevare la deformazione media relativa ad un'area più estesa. [20]

3.1.3 ANALISI DI MODELLI AGLI ELEMENTI FINITI

L'analisi agli elementi finiti, Finite Element Method (FEM), è una simulazione computerizzata tridimensionale del comportamento biomeccanico della struttura in esame. Difatti è una tecnica numerica, a differenza delle precedenti viste di tipo sperimentale. L'obiettivo è quello di cercare soluzioni a problemi complessi, descritti da equazioni differenziali alle derivate parziali, riducendo la complessità del problema a un sistema di equazioni algebriche.

Si parte dalla conoscenza delle caratteristiche reali morfologiche e meccaniche del sistema in esame, per passare alla creazione di un modello matematico. Nella fase di modellizzazione si pone l'attenzione su poche variabili di interesse, "filtrando" le rimanenti. Vengono quindi fatte una serie di assunzioni che influiscono molto sull'affidabilità del metodo, in quanto agiscono sull'architettura interna, il modulo di

Young, i moduli di taglio e le condizioni al contorno del modello numerico. Una volta creata la rappresentazione “virtuale” 3D della struttura e attribuite ad essa le specifiche proprietà meccaniche, si esegue la fase di discretizzazione in elementi finiti. La discretizzazione ha lo scopo di ottenere un modello discreto caratterizzato da un numero finito di gradi di libertà. Il sistema viene suddiviso attraverso la creazione di una griglia (*mesh*), in un numero finito di domini (*elementi finiti*) di forma di forma codificata, descrivibili da equazioni algebriche [21]. Più fitta sarà la “mesh”, maggiore sarà il carico computazionale. A questo punto il modello è pronto per effettuare simulazioni di distribuzioni di carico e valutare i campi stress/strain risultanti (esempio in fig. 3.4).

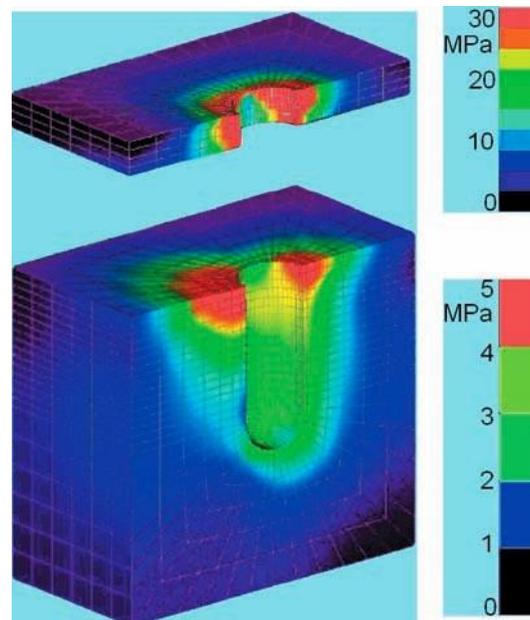


Fig. 3.4: Visualizzazione tramite analisi FEM della distribuzione di carico all’interfaccia impianto-osso.

3.2 VANTAGGI E SVANTAGGI DEI METODI DI MISURA

Dall’analisi dei risultati degli studi presi in esame, va sottolineato, che tutti, indistintamente, risentono del grande limite dato dalla infinita variabilità nell’uomo delle caratteristiche biomeccaniche dei tessuti sotto indagine. In aggiunta, tali tessuti, negli esperimenti, vengono spesso approssimati a materiali omogeni, isotropi ed elastici lineari, quando in realtà hanno proprietà anisotrope, disomogenee, viscoelastiche e tempo dipendenti. Ad esempio, dal punto di vista biomeccanico il

tessuto osseo risulta caratterizzato da:

- anisotropia: le proprietà variano con la direzione della sollecitazione;
- disomogeneità: le proprietà variano da punto a punto all'interno del tessuto;
- specificità soggettiva: i valori delle proprietà variano tra soggetti diversi;
- viscoelasticità: le proprietà meccaniche dipendono dal tempo;
- adattamento funzionale: le proprietà biomeccaniche si modificano in risposta alle sollecitazioni. [13]

La grande complessità insita nei tessuti biologici e nei carichi multiassiali, spesso necessari in sperimentazioni di questo tipo, suggerisce che nessuna singola tecnica di misurazione soddisfi tutti i requisiti per mostrare le estese interazioni fisiologiche coinvolte. [8] Pertanto, per essere in grado di giudicare il significato delle misurazioni biomeccaniche riportate in letteratura, è necessario comprendere i punti di forza e le carenze di ogni tecnica. Partiamo dal confronto tra le tecniche di misura sperimentali.

Gli strain gauges, rappresentano la più classica tra le tecniche di misura sperimentali viste. Essi hanno il vantaggio, rispetto all'analisi fotoelastica, di produrre risultati quantitativi, che possono essere utilizzati per confronti e/o come base per calcoli agli elementi finiti. La produzione di dati quantitativi utili per confronti o come base per calcoli agli elementi finiti è invece un aspetto in comune con la tecnica DIC. La DIC migliora ed amplifica questo aspetto, grazie al fatto che produce, sì dati quantitativi, ma anche a tutto campo (creando rapporto sinergico con la FEM). Gli strain gauges, di contro, in ambito biomeccanico, presentano il grosso limite di effettuare misure per lo più puntuali. Misure semi-quantitative, ma a tutto campo, vengono invece realizzate tramite analisi fotoelastica, che, dopo tutto, fornisce una visione complessiva del sistema meccanico in esame e la distribuzione del campo di sollecitazione sull'intero modello. In aggiunta la fotoelasticità è una tecnica economica e di semplice utilizzo, ma non può essere utilizzata per sperimentazioni in vivo in quanto necessita dell'uso di modelli realizzati in resine fotoelastiche. Difatti, l'obbligo dell'uso di modelli in resina fotoelastica rappresenta un forte limite per la tecnica anche perché è stato sperimentato che tensioni residue presenti sui modelli, possono falsare i risultati. Le sperimentazioni in vivo, oltre che in vitro, possono invece essere condotte, sia con strain gauges che con la DIC. Gli strain gauges in questo senso potrebbero soffrire del fatto che sono un metodo di misura invasivo e che le dimensioni li rendono difficili da installare in applicazioni

odontoiatriche su piccola.

Di contro, la DIC fornisce misure in modo contactless, è poco sensibile alle vibrazioni ambientali ed indipendentemente dal movimento del corpo rigido, misura gli spostamenti 3D (e per derivazione le deformazioni) con un ampio range dinamico (da micrometri a millimetri). La DIC soffre però della necessità della preparazione dello speckle pattern sul provino. L'applicazione di coloranti aumenta la rigidità del materiale. Inoltre, trattare tessuti biologici può risultare un processo complicato. Un altro limite della tecnica DIC è che il provino deve essere posizionato in vista alle telecamere. In particolare, quando si conduce un'analisi DIC è necessario mantenere il sensore fotografico, perfettamente perpendicolare alla superficie del campione che si vuole analizzare e inoltre la distanza focale, tra la superficie che verrà ripresa e il sensore fotografico, deve rimanere costante. In questo modo viene assicurata la complanarità tra il campo degli spostamenti e delle deformazioni e la superficie del provino di riferimento.

Come anticipato, grande potenzialità della tecnica DIC è la capacità di fornire misure stress/strain 3D a tutto campo, che permettono di dar vita ad un rapporto sinergico con le misure effettuate tramite metodi numerici FEM. L'analisi FEM oggi è un potente metodo di indagine, con un'elevata accuratezza. Una volta realizzato il modello numerico, la FEM permette di studiare la struttura sotto svariate condizioni di carico. Possono anche essere simulati eventi catastrofici e/o non etici e studiati materiali con differenti proprietà meccaniche. I modelli FEM, d'altro lato, presentano una serie di criticità, come le assunzioni che vanno fatte sui materiali e necessitano di essere validati da misure sperimentali.

Le misure con tecnica DIC svolgono in questo senso un ruolo di primo piano. La tecnica DIC si integra con i modelli FE sotto i seguenti aspetti:

- Identificazione sperimentale dei parametri del modello FE;
- Validazione sperimentale delle previsioni del modello;
- Utilizzo di modelli numerici per migliorare l'esperimento;
- Utilizzo di modelli numerici per la caratterizzazione inversa dei materiali, basati su misurazioni sperimentali. [9]

Concludendo, si riassume il confronto tra le varie tecniche di misurazione stress/strain nella tabella seguente (tabella 2):

VANTAGGI E SVANTAGGI DEI METODI DI MISURE STRESS/STRAIN				
	ANALISI FOTOELASTICA	MISURE CON STRAIN GAUGES	ANALISI AGLI ELEMENTI FINITI	DIGITAL IMAGING CORRELATION
VANTAGGI	<ul style="list-style-type: none"> Facile da usare ed economica Fornisce un'idea complessiva del problema meccanico Visualizza la distribuzione del carico dentro un oggetto 	<ul style="list-style-type: none"> Valutazione quantitativa I dati possono essere usati per successive analisi statistiche Può essere usata per applicazioni in vivo 	<ul style="list-style-type: none"> Elevati livelli di accuratezza Diverse condizioni di carico possono essere visualizzate Possono essere studiati oggetti con differenti parametri meccanici Possono essere simulati eventi catastrofici ed esperimenti non-etici. 	<ul style="list-style-type: none"> Non invasiva e a pieno campo Indipendente dal movimento del corpo rigido Visualizza gradienti di deformazione e dettagli 3D Test di materiali non omogenei e anisotropi Studi di tessuti e organi in vivo e in vitro
				<ul style="list-style-type: none"> Verifica e permette di iterare modelli agli elementi finiti
SVANTAGGI	<ul style="list-style-type: none"> Non può essere applicata in vivo 	<ul style="list-style-type: none"> La dimensione degli strain gauges limita l'applicazione su piccoli oggetti 	<ul style="list-style-type: none"> La geometria degli oggetti deve essere trasferita a un modello matematico 	<ul style="list-style-type: none"> Necessaria applicazione di pattern in superficie
	<ul style="list-style-type: none"> Richiede l'uso di resine fotoelastiche 	<ul style="list-style-type: none"> Forze diverse possono portare a letture simili di estensimetri unidirezionali 	<ul style="list-style-type: none"> Serve un'elevata quantità di memoria PC 	<ul style="list-style-type: none"> Misurazioni sono superficiali
	<ul style="list-style-type: none"> Le sollecitazioni residue interne possono falsare i risultati della misurazione 		<ul style="list-style-type: none"> Devono essere fatte delle assunzioni sui parametri del materiale (isotropia, modulo di Young) 	<ul style="list-style-type: none"> La regione di interesse deve essere posizionata in vista delle telecamere
	<ul style="list-style-type: none"> Difficilmente è possibile effettuare misurazioni quantitative 			

Tabella 2: Vantaggi e svantaggi dei metodi di misura [9]

Capitolo 4

Conclusioni e sviluppi futuri

In conclusione a questo percorso, si può affermare che, i punti di forza a favore della Digital Image Correlation sono tanti e i risultati che promette farebbero gola in tanti settori. In ambito biomedicale, restano da affrontare e risolvere problemi legati all'accuratezza e la precisione di misura, come riportato in letteratura [10].

In particolare, serve dare attenzione ai parametri di processo, scelti dall'utente, che consentono di limitare il rumore ed ottimizzare il settaggio pre e post-acquisizione, in relazione alle applicazioni di interesse biomeccanico. Risulta da attenzionare anche la fase di preparazione del provino.

Riassumendo, le principali fasi critiche su cui lavorare sono:

- la realizzazione di un pattern di dimensioni adeguate alla finestra di misura da utilizzare;
- il settaggio dei parametri post-acquisizione: facet size, grid spacing e filtraggio.
- il settaggio dei parametri preacquisizione: esposizione, tempo di scatto, gain. [12]

In questa ottica, i prossimi sviluppi in ambito biomeccanico saranno:

- perfezionamento della DIC: intervenendo sull'hardware e sulle strategie di filtraggio del rumore, sarebbe possibile ridurlo ulteriormente;
- applicazione della DIC per prove sempre più complesse in ambito biomeccanico, interfacciando i risultati ottenuti dalle prove sperimentali con quelli ottenuti dalle simulazioni ad approccio numerico;
- miglioramento nella preparazione del provino.

Consapevoli del fatto che ancora molto può esser fatto in questa direzione e del progresso che si assiste in ambito SW e HW, nei prossimi anni, la DIC è destinata ad essere sempre più presente nel settore biomedico, sia come metodo di indagine che come metodo di validazione di modelli numerici.

Bibliografia

1. Lihe Qian, Mitsugu Todo, Yasuyuki Morita, Yasuyuki Matsushita, Kiyoshi Koyano. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dental materials* 25, 1285-1292, 2009, doi:10.1016/j.dental.2009.03.014
2. Lijiljana Tihacek Sojic, Aleksandra Milic Lemic, Ivan Tansic, Nenad Mitrovic, Milos Milosevic and Aleksandar Petrovic. Compressive strains and displacement in a partially dentate lower jaw rehabilitated with two different treatment modalities. *Gerodontology*, 29, e851-e857, 2012, doi: 10.1111/j.1741-2358.2011.00572.x
3. Rodrigo Tiozzi, Lianshan Lin BEng, Heather Joan Conrad, Renata C.S. Rodrigues, Young Cheul Heo, Maria da Gloria Chiarello de Mattos, Alex Sui-Lun FokK, Ricardo Faria Ribeiro. A digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. *Journal of Prosthodontic Research*, 56, 25-31, 2012, doi:10.1016/j.jpor.2011.05.003
4. Rodrigo Tiozzi, Marco A.A. Vasco, Lianshan Linb, Heather J. Conradc, Osvaldo L. Bezzona, Ricardo F. Ribeiro, Alex S.L. Fok. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dental Materials*, 29, 788-796, 2013, <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.04.010>
5. Rodrigo Tiozzi, Erica M. de Torres, Renata C. S. Rodrigues, Heather J. Conrad, Maria da Gloria C. de Mattos, Alex S. L. Fok and Ricardo F. Ribeiro. Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*, 112, 276-284, 2014, DOI: 10.1016/j.prosdent.2013.09.029
6. Prapaporn Shantavasinkul, Ozan Akkus, J. Martin Palomo and Sebastian Baumgaertel. Surface strain distribution of orthodontic miniscrews under load. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 150, 444-450, 2016, <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2016.02.019>
7. Louai Salaita, Yilmaz, Seidt, Clelland, Chien, McGlumphy. Strain analysis of 9 different abutments for cement-retained crows on an internal hexagonal implant. *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY*, 118, 166-171, 2017, DOI: 10.1016/j.prosdent.2016.10.008
8. Marco Palanca, Gianluca Tozzi & Luca Cristofolini. The use of digital image correlation in the biomechanical area: a review. *International Biomechanics*, 1, 1-21, 2016, DOI:

- 10.1080/23335432.2015.1117395, 2016
9. Matthias Karl, Anthony Dickinson, Stefan Holst, and Alexandra Holst. Biomechanical Methods Applied in Dentistry: a comparative overview of Photoelastic Examinations, Strain Gauge Measurements, Finite Element Analysis and Three-dimensional Deformation Analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 17, 50-57, 2009,
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19645304/>
 10. Schreier H.W., Broasch J.R., Sutton, 2000. Systematic error in digital image correlation caused by intensity interpolation. *Optical Engineering*, 39(11), 2000, DOI:10.1117/1.1314593
 11. Hubert Schreier, Jean-José Orteu, Michael A. Sutton. Image Correlation for shape, motion, and deformation measurements, 2009,
DOI:10.1007/978-0-387-78747-3
 12. https://amslaurea.unibo.it/6436/1/palanca_marco_tesi.pdf, Palanca Marco, OTTIMIZZAZIONE DEI PARAMETRI DI ACQUISIZIONE ED ELABORAZIONE PER L'ANALISI DI SEGMENTI OSSEI TRAMITE CORRELAZIONE DI IMMAGINI DIGITALI, 2012
 13. https://boa.unimib.it/retrieve/handle/10281/7616/8588/phd_unimib_70815_6_2.pdf
 14. https://documen.site/download/visualizza-apri-5ae9658b5c07f_pdf#
Emanuele Zappa, Digital Image Correlation: applicazione di tecniche convenzionali e sviluppo di soluzioni innovative per la stima e l'incremento dell'accuratezza, 2011
 15. Ajovalasit A. Introduzione all'analisi sperimentale delle tensioni, 2009
https://iris.unipa.it/retrieve/handle/10447/56198/25930/AST_completo.pdf
 16. Baldoni J., Lionello G., Zama F., Cristofolini L. Comparison of different filtering strategies to reduce noise in strain measurement with Digital Image Correlation. *The Journal of Strain Analysis for Engineering Design*, 51 (6), 416-430, 2016,
<https://doi.org/10.1177/0309324716646690>
 17. Brandolini N., Cristofolini L., Viceconti M. Experimental method for the biomechanical investigation of the human spine: a review. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 14 (1), 2014,
<https://doi.org/10.1142/S0219519414300026>
 18. William F. Clocksin, Joao Quinta da Fonseca, P. J. Withers, and Philip H. S. Torr. Image processing issue in digital strain mapping. *Proc. SPIE 4790, Applications of Digital Image Processing XXV*, 2002,
DOI:10.1117/12.452334
 19. Thorsten Siebert, Thomas Becker, Karsten Spilthof, Isabell Neumann, Rene Krupka. Error Estimations in Digital Image Correlation Technique. *Applied Mechanics and Materials*, 7-8, 265-270, 2007,
<https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.7-8.265>
 20. <https://it.wikipedia.org/wiki/Estensimetro>
 21. https://it.wikipedia.org/wiki/Metodo_degli_elementi_finiti
 22. <https://webthesis.biblio.polito.it/14337/>, Alberto Serra, Analisi

dell'effetto PLC e delle bande plastiche in trazione nella lega 8090-T851 tramite DIC, 2019.