



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA

Sede Amministrativa: Università degli Studi di Padova

Dipartimento di Tecnica e Gestione dei Sistemi Industriali

CORSO DI DOTTORATO DI RICERCA IN: INGEGNERIA MECCATRONICA E
DELL'INNOVAZIONE MECCANICA DEL PRODOTTO

CURRICOLO: MECCANICA DEI MATERIALI

CICLO: XXIX°

TITOLO TESI

***Comparazione di tecniche di impronta digitali e tradizionali in
protesi totale su impianti: studio multidisciplinare***

Coordinatore: Ch.mo Prof. Roberto Caracciolo

Supervisore: Ch.mo Prof. Roberto Meneghello

Dottorando: Adolfo Di Fiore

Alla mia famiglia.

*"O frati," dissi, "che per cento milia
perigli siete giunti a l'occidente,
a questa tanto picciola vigilia*

*d'i nostri sensi ch'è del rimanente
non vogliate negar l'esperienza,
di retro al sol, del mondo senza gente.*

*Considerate la vostra semenza:
fatti non foste a viver come bruti,
ma per seguir virtute e canoscenza".*

(vv. 112-120, 9 aprile 1300, Inferno Canto XXVI, Divina Commedia, Dante Alighieri)

Ringraziamenti

Prima di tutto desidero porre il primo ringraziamento al Prof. Roberto Meneghello, il mio supervisore di Dottorato, non solo per la sua pazienza, per le sue conoscenze in campo ingegneristico che ha voluto condividere con persone che fanno parte di un settore scientifico disciplinare diverso, ma soprattutto per la sua visione futurista-progressista del mondo della ricerca, in cui solo con la collaborazione tra differenti materie scientifiche è possibile ottenere dei risultati concreti.

Vorrei, ringraziare tutto il team del LIN di Padova, Laboratorio di Disegno e Metodo dell'ingegneria Industriale: Prof. Gianmaria Concheri, Prof. Gianpaolo Savio e Ing. Matteo Turchetto, per il loro preziosissimo aiuto, il tempo che mi hanno dedicato, le preziose raccomandazioni nel corso degli ultimi tre anni.

In ultimo, vorrei ringraziare il Prof. Edoardo Stellini, il mio direttore della Clinica Odontoiatrica dell'Università degli Studi di Padova, per gli insegnamenti, per il sostegno e per la libertà di espressione che mi ha concesso sia in ambito clinico e sia in ambito di ricerca.

Indice

Indice	7
Abstract	11
Capitolo 1. Il Mondo Odontoiatrico	
1.1 Introduzione	13
1.2 Dispositivi protesici dentari	14
1.2.1 Protesi fissa su denti naturali	15
1.2.2 Protesi fissa e amovibile su impianti	16
1.2.3 Protesi mobile	21
1.3 Forze che agiscono nel sistema stomatognatico	21
1.4 La filiera produttiva	25
1.4.1 La filiera produttiva digitale	29
Capitolo 2. I Processi di Produzione in ambito protesico	
2.1 Processo Produttivo Computerizzato	35
2.2 Reverse Engineering	35
2.3 Cad – Cam	36
2.4 Storia del digitale nel mondo odontoiatrico	38
2.5 Processo di produzione tradizionale in impianto-protesi	40
2.5.1 Impronta di precisione	41
2.5.2 Modello Master	45
2.5.3 Realizzazione delle sottostrutture protesiche	45
2.5.4 Fusione a Cera Persa	47
2.5.5 La Ceramizzazione	48
2.5.6 Criticità del processo tradizionale	49
2.6 Il processo di produzione digitale in impianto-protesi	50
2.6.1 Scanner intra-orali	52
2.6.2 Tecniche di scansione	58
2.6.3 Scan-body o Scan-abutment: dispositivi di posizione implantare	59
2.6.4 Accuratezza degli Scanner Intraorali	61
2.6.5 Software di progettazione Cad	63
2.6.6 I sistemi di fabbricazione Cam	64

2.7 Tecnica Sottrattiva	65
2.8 Tecnica Sottrattiva Ambulatoriale (Chairside)	66
2.9 Tecnica Sottrattiva da Laboratorio	67
3.0 Tecnica additiva	67
3.1 Tecnologia applicata alle tecniche additive	69
Capitolo 3. Scopo del progetto di ricerca	75
Capitolo 4. Metodologia di Valutazione	
4.1 Analisi della Letteratura	79
4.2 Protallo della Metodologia di Valutazione	93
4.2.1 Progettazione e realizzazione del Modello Master	94
4.2.2 Calibrazione del Modello Master	97
4.2.3 Procedura di Elaborazione Mesh	101
4.2.4 Analisi dei Dati	104
4.2.4.1 Analisi di Posizione	104
4.2.4.2 Analisi delle Distanze	108
Capitolo 5. Tecniche Digitali	
5.1 Introduzione	115
Sperimentazione n°1: Valutazione dell'accuratezza di tre differenti tecniche di scansione	
5.2 Analisi della Letteratura	115
5.3 Scopo	126
5.4 Materiali e Metodi	126
5.4.1 Analisi Statistica	129
5.5 Risultati	129
5.6 Discussione	136
5.7 Conclusioni	138
Sperimentazione n°2: Valutazione dell'accuratezza di sei differenti scanner intra - orali	
5.8 Analisi della Letteratura	141
5.9 Scopo	145
5.10 Materiali e Metodi	145

5.11 Risultati	146
5.12 Discussione	158
5.13 Conclusioni	159

Capitolo 6. Metodiche Tradizionali

6.1 Metodiche tradizionali di presa d'impronta	161
6.2 Classificazione dei materiali da impronta	164
6.3 Tecniche d'impronta in impianto-protesi	165

Sperimentazione n°3: Comparazione dell'accuratezza dell'impronta tradizionale con l'impronta digitale

6.4 Analisi della Letteratura	173
6.5 Scopo	176
6.6 Materiali e Metodi	176
6.7 Risultati	177
6.8 Discussione	178
6.9 Conclusioni	179

Capitolo 7. Discussione	181
-------------------------	-----

Capitolo 8. Conclusione	187
-------------------------	-----

Bibliografia	189
--------------	-----

Abstract

In letteratura mondiale pochi e contraddittori sono gli articoli che valutano l'accuratezza delle impronte digitali generate da uno scanner intra-orale utilizzato in casi di riabilitazione full-arch su impianti. Analizzando nel dettaglio tutti gli articoli abbiamo individuato nella metodologia di valutazione la causa dei risultati disomogenei. Lo scopo di questa tesi di dottorato è di sviluppare una metodologia di valutazione dell'accuratezza per le impronte digitali che segua i protocolli ingegneristici utilizzati nei processi di sviluppo dei prodotti industriali. La metodologia di valutazione si suddivide in cinque macro aree: progettazione e realizzazione di un modello master, calibrazione del modello master, acquisizione dei dati, elaborazione delle mesh e analisi dei dati (analisi 3D delle distanze e analisi 3D delle posizioni).Una volta messa a punto la metodologia di valutazione è possibile condurre diverse sperimentazioni nell'ambito implanto-protetico con differenti obiettivi: valutazione dell'accuratezza di tre differenti tecniche di scansione ; valutazione dell'accuratezza di sei differenti scanner intra-orali e comparazione dell'accuratezza dell'impronta digitale con l'impronta tradizionale. La progettazione di questa metodologia di valutazione fornisce al clinico uno strumento per capire le possibili criticità dei differenti sistemi di scanner intra-orali presenti in commercio, ma soprattutto nel valutare quale tecnica di impronta presenta le migliori performance da applicare ai pazienti durante l'attività clinica quotidiana.

Capitolo 1: Il Mondo Odontoiatrico

1.1 Introduzione

Con il termine protesi si definisce qualsiasi apparecchio atto a sostituire un organo difettoso o mancanteⁱ. Nel campo odontoiatrico il dispositivo protesico è un manufatto artigianale confezionato su misura per sostituire un singolo elemento dentario oppure intere arcate dentarie. Il processo di produzione del dispositivo protesico odontoiatrico è il risultato di una serie di fasi di lavorazione complesse che, se non eseguite nel rispetto dei requisiti clinici e tecnici funzionali, possono portare alla realizzazione di un restauro non congruo e poco duraturo. Nella realizzazione di tali dispositivi, la tecnologia di produzione industriale di serie hanno faticato, fino agli ultimi anni, a svilupparsi e a diffondersi a causa dell'unicità delle problematiche legate ai singoli pazienti, e che, dell'elevatissima qualità necessaria a rendere tali prodotti soddisfacenti sia dal punto di vista estetico che dal punto di vista funzionale. Per questi motivi la produzione dei manufatti protesici odontoiatrici è stata, ed in gran parte è ancora, spiccatamente artigianale e richiede conoscenze fondate ed elevata abilità affinché il restauro sia funzionale, duraturo e sicuro per il paziente. Tuttavia, la produzione artigianale dei manufatti protesici permette di realizzare protesi odontoiatriche personalizzate e caratterizzate in funzione del paziente ma non garantisce un'uniformità dei risultati in termini di qualità per l'introduzione di una serie di variabili critiche di processo dovute alla mancanza di automazione, standardizzazione e controlli di qualità. La Direttiva 93/42/CEEⁱⁱ sui dispositivi medici impone al fabbricante di dispositivi medici l'obiettivo di realizzare un prodotto conforme ai requisiti essenziali di sicurezza e salute per gli utilizzatori. Devono quindi essere messe in atto tutte le azioni opportune indirizzate all'eliminazione, o quanto meno, riduzione a livelli accettabili dei rischi, per ottenere una protesi "sicura". Fornire un prodotto che soddisfi pienamente il paziente, significa gestire il proprio processo produttivo mediante la conoscenza dei materiali utilizzati per realizzare i dispositivi e con

processi controllati che rispettino requisiti prefissati. Diventano quindi importanti i controlli, ovvero quei momenti di verifica che assicurano di non aver introdotto, durante le varie fasi di realizzazione del dispositivo, difetti o imperfezioni che lo renderebbero non conforme ai requisiti essenziali richiesti. La diffusione di nuovi processi di produzione con l'ausilio delle tecnologie CAD/CAM (computer aided design/computer aided manufacturing) in sostituzione delle tecniche tradizionali ha indotto i ricercatori sia del settore medico-odontoiatrico che del settore ingegneristico di concentrare i propri obiettivi di ricerca in questo settore in continua evoluzione sia dal punto di vista delle tecnologie applicate che dei nuovi materiali utilizzati con lo scopo di valutare ed eventualmente migliorare questi processi di lavorazione per l'ottenimento di un manufatto protesico totalmente rispondente alla prescrizione della Direttiva 93/42/CEE.

1.2 Dispositivi Protesici Dentali

La protesi dentaria è un dispositivo che sostituisce la dentatura originaria quando questa è assente e/o non è più in grado di soddisfare sia esigenze funzionali che estetiche. La progettazione di un manufatto protesico deve presentare criteri meccanici, fonetici ed estetici e se non realizzata secondo alcune caratteristiche non potrebbe essere stabile, ritentiva e resistente a fronte degli elevati carichi masticatori e alle diverse sollecitazioni cui il nostro sistema neuro-mio facciale stomatognatico sottopone ogni giorno la dentatura e/o la protesi dentaria. L'entità e la direzione delle forze di masticazione che si sviluppano dipendono da diversi fattori, quali lo stato di salute del paziente, la morfologia dei denti, la muscolatura, la presenza o meno di protesi dentarie e il tipo di protesi e se non ben bilanciate influenzano la sopravvivenza ed il successo protesico.^{iii-iv} Oltre alle caratteristiche meccaniche fondamentali per ottenere una adeguata resistenza alla sollecitazione delle forze di masticazione, di fondamentale importanza risultano essere i requisiti estetici, necessari per ottenere una protesi il più naturale possibile grazie all'impiego dei differenti tipi di materiali. La scelta di un determinato tipo di materiale è rilevante al successo protesico, in quanto consente di ottenere soluzioni differenti in funzione delle esigenze dei singoli casi. La stratificazione della ceramica, la forma, il colore, e le

caratteristiche di naturalezza che si riescono a riprodurre del dente, sono infatti alla base del successo estetico di ogni protesi realizzata dall'odontotecnico^v. Nonostante la complessità di un dispositivo dentale protesico renda difficile fornire una classificazione delle soluzioni protesiche, si possono identificare principalmente due categorie di dispositivi: Protesi fissa: protesi dentarie fisse (ponti o corone) che vengono cementati ai denti e non sono più rimovibili dal paziente senza subire alterazioni che ne compromettono la riutilizzabilità. Può essere applicata sia su denti naturali che su impianti. Protesi mobile: la protesi dentaria rimovibile è quella che il paziente può rimuovere dalla bocca, consentendo l'osservazione di norme igieniche ed il controllo periodico dei tessuti osseo-mucosi

1.2.1 Protesi fissa su denti naturali

Le corone su denti naturali sono riabilitazione protesiche fisse in cui la radice dentale è preservata. Esse si collocano sul dente, opportunamente preparato a moncone. Nelle riabilitazioni a ponte l'elemento dentario mancante viene sostituito da una protesi che comprende anche gli elementi dentali adiacenti che vengono protesizzati anche essi. Le protesi dentarie fisse possono essere suddivise in: protesi fisse in metallo- ceramica e protesi fisse in ceramica metal-free. Protesi fissa in metallo-ceramica sono ponti o corone con una sottostruttura in lega metallica, di solito costituita da cromo e cobalto. (Fig.1)



Fig.1 – Corone in Metallo Ceramica

La sottostruttura metallica viene utilizzata per aumentare le caratteristiche meccaniche di resistenza che la ceramica non possiede. Questo tipo di riabilitazione protesica è in grado di garantire, se correttamente realizzata, un lungo periodo di sopravvivenza sia sul piano bio-meccanico che sul piano estetico. Le protesi fisse in ceramica metal-free (Fig.2) sono corone o ponti prive di sottostruttura metalliche.



Fig.2 – Corone Metal Free (Zirconia / Ceramica)

Rispetto alle corone in metallo-ceramica, queste ultime presentano caratteristiche estetiche più soddisfacenti e grazie l'utilizzo di materiali ad alta resistenza come la zirconia o il disilicato di litio possiedono caratteristiche bio-meccaniche equivalenti alle corone in metallo-ceramica. Quando per la realizzazione di una protesi fissa vengono impiegati due materiali diversi la protesi prende il nome di multilayer.

1.2.2 Protesi fissa e amovibile su impianti

Gli impianti dentali sono dispositivi protesici che vanno a sostituire la radice di un elemento dentale mancante. Il materiale di elezione per la fabbricazione degli impianti è il titanio, il quale si è imposto

sugli altri materiali grazie alle sue caratteristiche fisiche, come resistenza meccanica e alla corrosione, alla sua biocompatibilità in quanto riesce a creare una connessione diretta con l'osso vivente. Le ricostruzioni protesiche fisse su impianti possono essere avvitate o cementate alla sottostruttura. Nessuno dei due metodi risulta essere chiaramente più vantaggioso dell'altro e non esiste una soluzione per tutti i problemi di tipo tecnico che la protesi su impianti presenta. In linea generale, le ricostruzioni cementate possono incorrere a complicanze biologiche serie, come la perdita dell'impianto e di osso peri-implantare maggiore a 2 mm; le avvitate invece mostrano una maggiore incidenza di problemi tecnici^{vi}. Un importante parametro da prendere in considerazione quando si parla di protesi avvitate o cementata è lo spazio oclusale, cioè la distanza tra la testa dell'impianto e l'arcata antagonista. (Fig. 3 e 4).



Fig.3 – Corona avvitata su impianto in posizione 11



Fig.4 – Corona cementata su impianti in posizione 21

Quando questo spazio è superiore a 7 mm è possibile qualsiasi tipo di soluzione, invece al di sotto di questa misura e fino a 5 mm si dovrà ricorrere alla soluzione avvitata in quanto i monconi sarebbero troppo corti per assicurare una corretta ritenzione nella soluzione cementata. Sotto i 5 mm di spazio anche la soluzione avvitata presenta notevoli difficoltà, per tale motivo dovrà essere eseguita senza monconi intermedi direttamente sulla testa degli impianti. Comunque, in presenza di spazi così ridotti la situazione è estremamente rischiosa e per tale motivo si considera come controindicazione all'uso di impianti, a meno che non sia preceduta da procedure atte ad aumentare lo spazio oclusale^{vii}. Le complicanze più frequenti sono: frattura della protesi (14%); perimplantiti (secondo un lavoro di Bergglundh, i casi di perimplantite oltre i 5 anni possono salire al 56% dei soggetti e riguardare il 43% degli impianti) e problemi dei tessuti perimplantari (8,6%); svitamento o frattura della vite (7,3%); frattura dell'impianto (0,4%)^{viii}. Le corone singole e i ponti su impianti sono per lo più in metallo-ceramica. Le ceramiche offrono un'ottima resa estetica e resistenza all'abrasione rispetto alle resine, lo svantaggio è rappresentato da un'elevata rigidità che provoca una minore resistenza alla frattura. La lega aurea è stata tra i materiali più utilizzati per la sottostruttura metallica per i suoi diversi vantaggi: modulo di elasticità e durezza simili a quelli dello smalto, elevata biocompatibilità, resistenza meccanica, alta resistenza all'abrasione e bassa tendenza ad abradere la dentatura antagonista hanno reso la lega aurea il materiale di prima scelta per molti anni. Il suo limite principale è sempre stato estetico.

Negli anni è stata poi sostituita da altri materiali quali lega in cromo-cobalto o leghe palladiate. Le crescenti richieste estetiche negli ultimi anni da parte dei pazienti hanno portato allo sviluppo di protesi metal-free, costruite da un materiale estetico privo di sottostruttura metallica; esempi di questi materiali sono: ceramica integrale, zirconia e disilicato di litio^{ix}. Per le riabilitazioni protesiche dei mascellari edentuli, la protesi implantare offre, oltre a una garanzia consolidata, anche una varietà di soluzioni in grado di migliorare l'estetica dentale, la funzionalità masticatoria, nonché la comodità e quindi risulta essere una valida alternativa alle protesi totali mobili. Nelle edentulie totali molto spesso ci si deve confrontare con elevati riassorbimenti ossei, che con la protesi totale viene risolto con la costruzione della placca e delle flange, che ricostruiscono la parte dei tessuti molli mancanti, facendo poi partire la corona dentale nella zona ottimale. Anche con la protesi su impianti permette di ottenere risultati eccellenti, infatti è possibile la ricostruzione dei tessuti molli mancanti, con diverse tecniche e materiali. Importante, qualora la soluzione protesica implantare richieda anche la ricostruzione della porzione gengivale, rispettare alcuni parametri, come l'accessibilità da parte del paziente per le manovre di igiene, in particolare per le soluzioni protesiche avvitate o cementate che non possono essere rimosse dal paziente. Le principali soluzioni implanto-protesiche fisse sono di due tipi: la protesi fissa o Toronto Bridge e il ponte circolare o Full Arch. Il Toronto Bridge deve il suo nome al meeting svoltosi a Toronto nel 1992, dove fu presentato insieme ai risultati del suo utilizzo su impianti osteointegrati. Consiste in una protesi totale fissa superiore o inferiore avvitata, la maggior parte delle volte presenta la simulazione dei tessuti gengivali e inizialmente era costituita da una sottostruttura metallica rivestita in resina. Con il passare degli anni sono state proposte delle nuove soluzioni come la ceramica o la zirconia, che permettono di raggiungere una migliore resa estetica^x. (Fig.5)



Fig.5 – Toronto Bridge

Può sostituire fino a 14 denti per arcata, anche se solitamente se ne montano fino a 12. L'utilizzo di questo tipo di protesi richiede il sostegno di almeno 4-5 impianti ai quali viene fissata direttamente tramite connettori. Con la tecnica All-on-4 e All-on-6 è possibile la soluzione a carico immediato.^{xi}

Il ponte circolare (Full Arch) è una protesi fissa costituita da 12 o 14 denti protesici per arcata solidarizzati tra loro e connessi a impianti tramite abutment ai quali viene cementata. Necessita del sostegno di sei od otto impianti circa. Normalmente, nella pratica quotidiana, il ponte circolare viene realizzato in metallo-ceramica oppure zirconia o ceramica integrale. Questo tipo di riabilitazione rappresenta attualmente , per il paziente edentulo che ha mantenuto una buona integrità delle ossa mascellari e delle gengive, la miglior riabilitazione protesica fissa dal punto di vista estetico, funzionale e psicologico, in quanto è la soluzione che permette di ricostruire nel modo più naturale possibile l'originale anatomia della dentatura. Un valido compromesso , nel paziente edentulo, tra la protesi fissa implanto-supportata e la mobile ad appoggio mucoso è rappresentato dalla protesi di tipo overdenture. È una protesi mobile totale ancorata a impianti e ad appoggio misto, cioè sia mucoso che implantare. Necessita di due impianti nell'arcata inferiore e di quattro in quella superiore. I sistemi di ritenzione per l'overdenture si dividono in sistemi di ritenzione a barra (a sezione tonda, a pareti parallele o a sezione ovoidale) o singoli (attacchi resilienti o non resilienti)^{xii}.

1.2.3 Protesi mobile

In pazienti totalmente e/o parzialmente edentuli che non possono essere sottoposti a terapia implantare a causa di altre patologie sistemiche la protesi mobile totale e/o parziale è l'unica soluzione riabilitativa protesica. Le protesi mobile totale sono protesi che si rendono necessarie quando tutti i denti sono perduti; è quindi una protesi dentaria sostitutiva di tutti gli elementi dentali di un'arcata, solitamente posizionati su basi in resina acrilica ad appoggio mucoso. I denti artificiali utilizzati possono essere realizzati in resina o in ceramica. Le protesi mobili parziali sono utilizzate quando il paziente presenta ancora denti naturali ma non sufficienti per la realizzazione di una protesi dentale fissa. Può essere composta da varie porzioni ed è fissata tramite ganci applicati ai denti residui. La struttura di sostegno metallica viene definita protesi scheletrica o scheletrato. L'utilizzo di resine acriliche per realizzare le basi di supporto ad appoggio gengivale ed i denti artificiali, permettono alla fine, di ottenere dispositivi protesici funzionalmente efficaci e con una buona resa estetica.^{xiii} (Fig.6)



Fig.6 – Protesi Mobile

1.3 Forze che agiscono nel sistema stomatognatico

L'entità delle forze che agiscono nel sistema stomatognatico sono varie sia dal punto di vista della direzione che dal punto di vista dell'intensità. Le forze misurate su denti naturali, possono variare notevolmente da un soggetto all'altro; in letteratura vengono riportati valori che si aggirano in un range tra i 216 N e 847 N^{xiv} a livello del primo molare inferiore, invece a carico degli incisivi centrali i valori variano da 108 N a 176 N.^{xv} Questi valori cambiano sensibilmente quando siamo in presenza di una

protesi dentale. Per quanto riguarda i portatori di protesi mobile totale (appoggio mucoso) le forze che agiscono durante la masticazione sono pari a 60 N^{xvi}, invece in protesi totali a supporto implantare variano dai 113 N ai 144 N^{xvii}, mentre in ponti su impianti (3 elementi) vengono riportati valori medi di forze masticatorie pari a 220 N^{xviii}. Tuttavia, specialmente nella protesi su impianti, saper equilibrare le forze di masticazione agenti sul dispositivo protesico vuol dire ridurre la percentuale di fallimenti. Le cause che possono determinare il fallimento implantare sono sostanzialmente due : fallimenti a carattere infettivo (perimplantite) e fallimenti a carattere meccanico (overload)^{xix}. Se i fallimenti a carattere infettivo sono facilmente riconoscibili ed evitati con la giusta prevenzione, i fallimenti a carattere meccanico non sono riconoscibili e intercettabili. La ricerca di una corretta bio-meccanica-implanto-protesica in grado di mantenere l'osseo-integrazione, quindi il non riassorbimento dell'osso marginale, a livello dell'interfaccia osso-impianto è necessario. Esposito et al. ipotizzano che quando le forze in gioco sono di entità maggiore della capacità di carico dell'osso e/o dell'interfaccia impianto-osso si generano delle fratture; in base alla frequenza delle fratture e alla capacità di riparazione di esse da parte dell'organismo, si evidenzierà più o meno un certo grado di riassorbimento osseo^{xx}. Le forze intra-orali che si vengono a generare durante la funzione masticatoria (forze dinamiche) e le eventuali parafunzioni (forze statiche) possono essere identificate in base a direzione (assiali e trasversali) e ad intensità (stress). Le forze assiali si sviluppano lungo l'asse maggiore dell'impianto. Queste sono le forze che l'interfaccia osso impianto riesce a sopportare più facilmente. Le forze assiali si possono suddividere in forze tensili che tendono a separare le componenti protesiche e forze compressive che tendono a spingerle e ad adattarle tra loro. In ambito clinico la realtà è molto più complessa ed è improbabile che una forza agisca esclusivamente in direzione assiale. (Fig. 7)

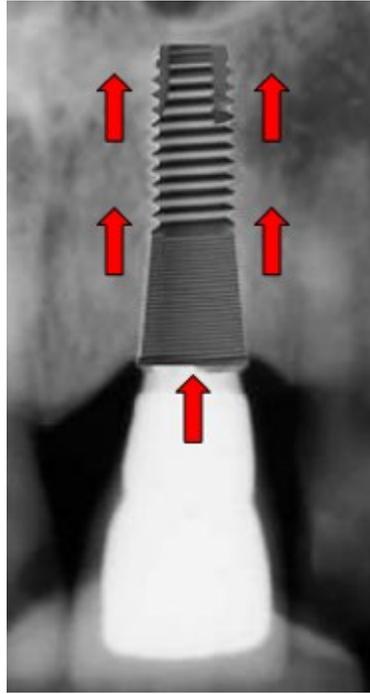


Fig.7 - Forze assiali a carico del sistema implanto-protetico

Le forze trasversali possono generarsi a opera di una forza che primariamente possiede tale direzione o di una forza che origina dalla scomposizione di una forza assiale lungo il piano inclinato di una cuspid. Purtroppo tali forze presentano degli effetti controproducenti che a livello delle componenti implanto-protetiche si manifestano con lo sviluppo di forze tensili che tendono a separare le stesse. (Fig. 2)

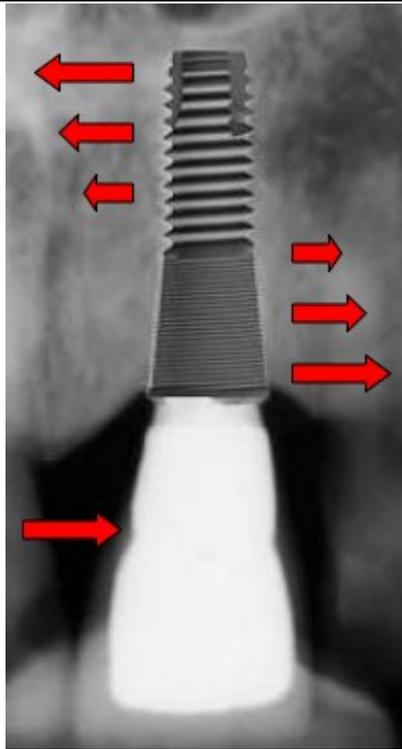


Fig. 8 - Forze trasversali a carico del sistema implanto-protetico

L'intensità identifica l'effetto di una forza che si distribuisce lungo una superficie. Nel caso degli impianti lo stress meccanico è la grandezza fisica che descrive l'azione delle forze sulla superficie protesica del sistema implanto-protetico: $\sigma = F / A$ (σ = stress meccanico Pa, F = forza N, A = area mm^2). Tuttavia, l'intensità può essere ridotta agendo sugli "amplificatori di forza": forze assiali eccentriche, forze trasversali e lunghezza delle corone. Dal punto di vista clinico la grandezza dell'area sezionale può essere incrementata aumentando il numero degli impianti e selezionando una geometria implantare che sia disegnata per massimizzare la sua funzione oppure aumentando l'area della superficie funzionale (occlusale) diminuisce la grandezza dello stress meccanico che grava sulla protesi, sull'impianto e sui tessuti biologici. Tra i tessuti biologici, il tessuto osseo è molto influenzabile dall'intensità delle forze a cui viene sollecitato. Infatti sia elevati picchi di stress meccanico come anche assenza di stress meccanico dovrebbero essere evitati, in quanto entrambe le situazioni possono causare riassorbimento osseo^{xxi}(Legge di Wolff). La ricerca di un giusto equilibrio di forza a carico del sistema implanto-protetico è un obiettivo che deve essere perseguito per il raggiungimento del successo protesico-implantare. (Fig. 9)



Fig.9 - Legge di Wolff. Reazioni del tessuto osseo in base all'intensità della forza applicata.

1.4 La Filiera Produttiva

La filiera produttiva del settore dentale comprende una moltitudine di fornitori di beni e di servizi che gravitano intorno all'ambulatorio odontoiatrico il cui unico fine è quello di tutelare e salvaguardare la salute orale dei cittadini. I bisogni di salute orale da parte del cittadino possono essere molteplici e sono dipendenti dalle esigenze estetiche e funzionali dello stesso. La necessità da parte del cittadino di cure odontoiatriche indipendentemente dalla fascia di età e dal sesso sfocia in una richiesta di prestazioni medico-odontoiatriche e di un continuo utilizzo di materiali di consumo, di attrezzature e dispositivi

dentali. A monte dei servizi all'utenza finale opera l'industria e la distribuzione del settore dentale.

All'interno della filiera produttiva con apice finale lo studio odontoiatrico si possono quindi identificare i seguenti soggetti imprenditoriali che ricoprono un ruolo determinante nello sviluppo del settore (Fig. 1.1):

Produttori di materiale dentale di consumo, sono imprese che producono e forniscono beni consumabili per l'odontotecnico e l'odontoiatra;

Produttori di apparecchiature dentali, sono imprese che producono e forniscono attrezzature tradizionali (es. frese, forni, saldatrici, etc.) che consentono al laboratorio odontotecnico e allo studio odontoiatrico di fornire le prestazioni richieste;

Produttori di arredo tecnico, sono imprese che realizzano e forniscono arredamento funzionale agli operatori del settore;

Produttori di apparecchiature dentali avanzate, sono imprese che producono strumenti avanzati (es. scanner laser 3D, macchine utensili, etc.) per la realizzazione di dispositivi dentali;

Distributori, sono imprese che distribuiscono beni e servizi agli operatori;

Laboratori odontotecnici, sono i produttori dei dispositivi medici;

Studi odontoiatrici, rappresentano i medici professionisti del settore.

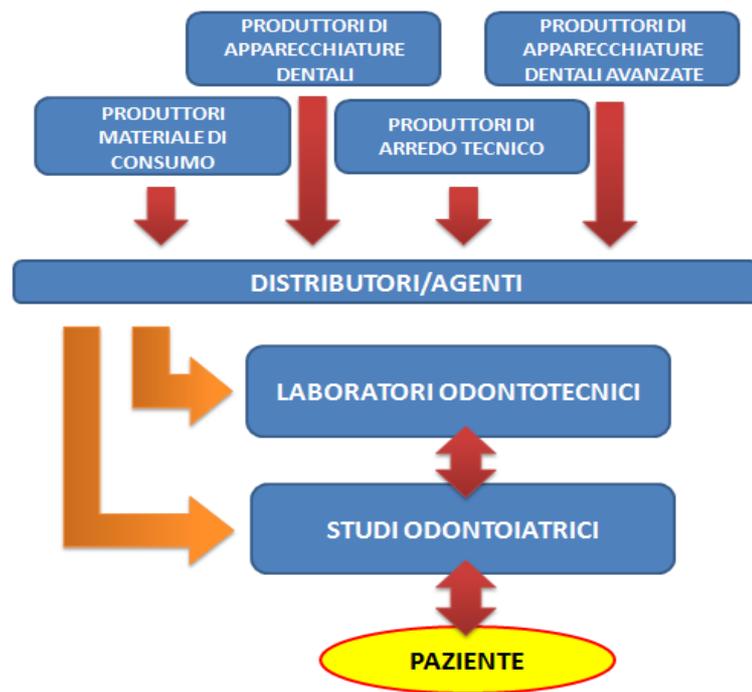


Fig.10 - Filiera Mondo Odontoiatrica

Pur rivolgendosi allo stesso mercato i soggetti della filiera costituiscono tipologie d'impresa molto differenti che confluiscono all'interno dell'ambulatorio odontoiatrico: i produttori di materiale di consumo e di apparecchiature sono aziende che solitamente propendono alla produzione di massa standardizzata; i produttori di arredo tecnico fanno solitamente riferimento al tradizionale settore dell'arredamento e forniscono soluzioni personalizzate; i produttori di apparecchiature dentali avanzate, settore industriale, forniscono macchinari progettati appositamente per le lavorazioni di dispositivi dentali; i distributori provvedono alla commercializzazione di prodotti non realizzati internamente; i laboratori odontotecnici realizzano prodotti su misura; gli studi odontoiatrici offrono prestazioni mediche curative. Si tratta pertanto di un settore complesso sotto il profilo strutturale i cui attori interagiscono generando flussi economici e trasferimenti di beni e servizi. Il settore dentale italiano nel suo insieme è qualitativamente tra i primi al mondo e si caratterizza per essere da sempre un mercato "privato". Un ruolo molto importante è rappresentato dal Nord Italia, in particolare dal Veneto, in cui le imprese occupano un posto di tutto rilievo sia in termini qualitativi che in termini quantitativi^{xxii}.

Nonostante la regione sia tra le più attive nel settore dentale, le aziende sono per lo più piccole e medie

realità le cui dimensioni spesso limitano adeguati investimenti tecnologici, in marketing ed organizzativi, ma che diversamente si mantengono competitive rispetto alla concorrenza focalizzandosi sulla qualità e sull'innovazione del prodotto e sul servizio ai clienti. In generale secondo i dati forniti dall'Agenzia delle Entrate, in Italia l'importo totale dei consumi delle famiglie per le spese dentistiche si aggira intorno ai 7,9 miliardi di euro con un fatturato totale degli odontoiatri di 7,3 miliardi di euro.^{xxiii} In Italia si contano 13.023 imprese odontotecniche, con un fatturato medio di 72,3 milioni di euro, un reddito medio di 25,4 mila euro e un fatturato complessivo di 900 milioni di euro. Di conseguenza, il numero degli odontotecnici in Italia si attesterebbe a circa 24 mila unità, con il 46% delle imprese composte da un solo addetto, il 31% con due odontotecnici e il 26% tre o più addetti. Il numero degli studi odontoiatrici risulta pari a 41.327, con un fatturato complessivo di oltre 6 miliardi di euro. In Europa l'Italia si colloca al secondo posto nel mercato dentale, dopo la Germania e prima della Francia. La classifica viene resa ufficiale dall'Adde (Associazione dei depositi dentali in Europa), frutto di una ricerca annuale svolta grazie alla collaborazione delle principali associazioni del settore.^{xxiv} Per "mercato dentale" si intende l'insieme di prodotti e apparecchiature professionali destinate a dentisti e odontotecnici, con l'esclusione dei prodotti per l'igiene orale (15% del totale nell'anno 2016) destinati ai pazienti.

MERCATO DENTALE EUROPEO 2021 (milioni di euro)											
Germania	Italia	Francia	Spagna	Regno Unito	Paesi Bassi	Austria	Belgio	Svizzera	Svezia	Danimarca	Rep.Ceca
2270	1049	1034	472	424	240	187	120	120	110	58	54

Fig.12 - Valore in milioni di Euro del Mercato Dentale nei vari paesi Europei

Dalle ultime ricerche di mercato riguardanti il settore odontoiatrico condotte dall' UNIDI (Unione

Nazionale Industrie Dentarie Italiane) è emerso un trend di sviluppo costante del sistema produttivo italiano, ben oltre la crescita della produzione industriale del Paese attestandosi intorno al 6%, ma con un rallentamento dell'export, che rimane in ogni caso di segno positivo. Il mercato interno, invece, ha avuto una vera e propria esplosione degli investimenti da parte di studi dentistici e laboratori odontotecnici.^{xxv} Il sell-out italiano (valore del mercato finale a ambulatori odontoiatrici e laboratori), che include una parte di prodotti e attrezzature di produzione domestica e un'altra di importazione, ha avuto una crescita che si attesta intorno al 7%, uno sviluppo che ha superato il 20% in alcuni ambiti come quello della Radiologia 3D, del Cad-Cam e delle poltrone odontoiatriche. Il mercato ha così superato il valore di 1,2 miliardi di euro annuo.^{xxvi} In particolar modo i sistemi Cad-Cam, software ed hardware, di fresatura ma anche di tipo additivo, cioè stampa 3D, vedono importanti sviluppi con un incremento nel mercato dentale e di conseguenza anche una crescita di nuove generazioni di professionisti altamente qualificati in tecnologie digitali dentali. Dai dati riportati dall'inchiesta condotta dalla Keystone^{xxvii}, in Europa la media delle protesi dentarie realizzate con tecnologia digitale rappresenta il 32%. L'Italia si pone nella media europea con il 35% degli studi dentistici, al pari della Germania e secondi solo alla Spagna, che ha in effetti vissuto una «esplosione» del digitale ed ha rappresentato un importante mercato per molti operatori industriali italiani del settore.

1.4.1 La Filiera Produttiva Digitale

La filiera produttiva digitale negli ultimi ha avuto una crescita esponenziale, anche se gran parte delle protesi dentarie sono realizzati ancora attraverso il sistema di “full outsourcing”, ovvero inviando fisicamente le impronte o i modelli ai centri di fresaggio. In una ricerca di mercato condotta dalla OmniVision Clinic in Italia si evidenzia che la fornitura di elementi di protesi fissa realizzata con tecnologia Cad-Cam è una realtà per il 60% dei laboratori intervistati (base: 609): una crescita che si è prevalentemente attuata nel biennio 2012-2013. In questa famiglia, i laboratori (base: 345) attrezzati con almeno un sistema Cad-Cam proprietario ammontano al 25%. Viceversa, il 41% degli odontotecnici

proprietari di un sistema di scansione da laboratorio invia la scansione a terzi per le successive fasi di lavorazione di semifiniti. Mentre rimane un 53% che utilizza il full-outsourcing per una realizzazione del semifinito da parte di laboratori attrezzati o centri di lavorazione conto terzi^{xxviii}. Tuttavia la diffusione dei sistemi di scansione da laboratorio è in continua evoluzione. L'offerta è importante per numerosità di fornitori e soluzioni tecnologiche e le configurazioni offerte si indirizzano verso un miglioramento delle prestazioni di utilizzo: a partire dalla facilità di utilizzo, alla velocità di acquisizione per la riduzione dei tempi di scansione, alla capacità di lettura del dettaglio e alla pulizia e correzione del dato digitale ed una diminuzione dei costi che si stanno stabilizzando in base alla configurazione tecniche, ad alla soluzione contrattuale. Non meno interessante è la situazione nello studio dentistico: si consideri a tal proposito che poco meno dell'80% degli studi propone ai propri pazienti protesi proveniente da flusso digitale, e che tale percentuale era del 57% nel 2016 e del 36% nel 2015. Particolare interesse dobbiamo porre all'utilizzo dello scanner intra-orale per la rilevazione dell'impronta digitale. Dati più dettagliati li possiamo apprendere dall'inchiesta condotta dalla Keystone (base 536). In termini di presenza di scanner intra-orali l'inchiesta Keystone rileva un 7% che tuttavia deve essere letto contestualmente alla frequente presenza di un sistema Cad-Cam chairside. La diffusione dello scanner intra orale è tuttavia molto bassa. Gli ambulatori odontoiatrici che hanno confermato di utilizzare lo scanner intra orale, dichiarano di possedere in gran parte la marca Sirona (posizione particolarmente influenzata dalla presenza di fresatori chairside) seguita da 3Shape, che risulta il principale competitore di Sirona negli studi non provvisti di fresatore interno. Nella stessa inchiesta si è cercato di capire (base 501) quanti odontoiatri potrebbero acquistare un sistema di scanner intra orale per il rilevamento dell'impronta digitale nel prossimo futuro. Dal campione di 501 odontoiatri è emerso che il 19 % degli intervistati presentano la cosiddetta "intention to buy", cioè ritengono probabile l'investimento in un futuro prossimo, invece il 59% non ha alcuna intenzione di eseguire questo tipo di acquisto per la propria attività quotidiana. La quota più elevata di coloro che sono interessati ad investire in uno scanner intra orale si registra negli studi più grandi, con una propensione all'acquisto significativamente più alta rispetto alla media.

Il 59% degli odontoiatri che dichiarano di non avere intenzione di acquistare uno scanner nei prossimi anni ritengono il costo eccessivo un fattore discriminante, altri aspetti sono una valutazione soggettiva di scarsa precisione del sistema e la mancanza di necessità nell'utilizzo di questa tecnologia. Una nota a parte deve essere fatta per i sistemi Cad-Cam Chairside la cui diffusione è limitata a circa il 3% degli intervistati. La bassa percentuale di penetrazione di questa tecnologia non consente valutazioni su specifici segmenti di studi dentistici. Unica marca rilevata è Sirona. Tuttavia, l'intenzione all'acquisto è piuttosto bassa, ma supera in ogni caso il tasso attuale di penetrazione di questa tecnologia, il che consente di ipotizzare un lento ma costante sviluppo di questo mercato.

L'offerta dei sistemi Cad-Cam Chairside è ancora contenuta pur affacciandosi nuovi produttori, alcuni molto aggressivi mentre altri quasi a titolo di completamento della gamma di sistemi Cad-Cam. Le configurazioni sono funzionali all'utilizzo di materiali «teneri», ad esempio zirconia e compositi, e completano la gamma di sistemi, più performanti, rivolti ai laboratori. Le motivazioni alla resistenza all'acquisto di un sistema Cad-Cam Chairside non sono solo relative ai costi (peraltro primo elemento citato), la preferenza dei dentisti di rivolgersi al laboratorio e la percezione di mancanza di utilità del macchinario fanno ipotizzare una barriera di tipo culturale verso le nuove tecnologie. L'offerta dei sistemi Cad-Cam di fresaggio è molto ampia, infatti sul mercato sono a disposizione un'ampia gamma di fresatori che si distinguono per ambiti di utilizzo, clinica o laboratorio, per materiali, per potenze e velocità, per numerosità degli assi di movimento in controllo, per livello di automazione con magazzini per più utensili (tipo di frese) e magazzini per più cialde e conseguentemente per costo. Di conseguenza un nuovo mercato di utensili e di cialde (tipo di materiale) si è creato negli ultimi anni fino a stabilizzarsi negli ultimi anni (2015/2016) e difatto si è attuata una selezione naturale tra i fornitori di soluzioni ottimizzate per il settore dentale. È interessante notare che i produttori di sistemi di lavorazione industriali sono rimasti ad osservare il mercato dentale ma non hanno intrapreso azioni commerciali specifiche ad eccezione di un numero limitato di casi che conservano la posizione di mercato per i sistemi di fascia alta. Per quanto riguarda l'offerta nel mercato dei sistemi additivi (stampa

3D), si è assistito a nuove soluzioni tecnologiche per tutti i campi di applicazione in ambito dentale per materiali non-metallici e metallici. Lo sviluppo di nuove soluzioni tecnologiche si accompagna allo sviluppo di materiali dedicati più performanti, per applicazioni dirette al paziente per dispositivi fissi o removibili, provvisori o definitivi, in campo protesico, implantologico ma anche in ambito ortodontico oppure a sostegno di fasi di lavorazione tradizionali o digitali o ancora in ambito clinico. Dal punto di vista dei prezzi il mercato offre una gamma estesa che disorienta l'investitore, con differenze, a parità di prestazioni dichiarate, pari ad un ordine di grandezza: non esistendo normative di riferimento per il costruttore le prestazioni devono essere verificate a carico dell'acquirente in condizioni di utilizzo predefinite che si raccomanda di specificare in sede di acquisto. Viceversa nell'ambito dei materiali metallici si conferma la prevalenza dei sistemi SLS/SLM a letto di polveri che tuttavia vedono una importante novità nella disponibilità di processi produttivi ibridi additivi-sottrattivi: in altre parole il manufatto sinterizzato viene ripreso su fresatrice per la finitura di precisione delle superfici di accoppiamento. La tendenza, come pure in ambito industriale, vede nell'applicazione dedicata al mondo dentale il motore per lo sviluppo di nuovi materiali che poi fa da traino per lo sviluppo di nuove tecnologie di stampa: attualmente sono in fase di sviluppo avanzato soluzioni innovative per materiali ceramici, metallici non-SLS/SLM e multi-materiale.

Capitolo 2: I processi di produzione in ambito protesico

2.1 Processo produttivo computerizzato

L'acronimo Cad-Cam (Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing) identifica un insieme di metodologie e di strumenti dell'ingegneria industriale utilizzati per la progettazione e fabbricazione di un prodotto grazie all'ausilio di un computer. Il prefisso CA (i.e. computer-aided) evidenzia che l'attività è realizzata mediante software ed hardware specificamente sviluppati per supportare il personale tecnico nei diversi step che si succedono durante la fabbricazione del prodotto. Un sistema tecnologico Cad-Cam risulta costituito al minimo da un computer, equipaggiato con un software CAD, software CAM e da una macchina operatrice a controllo numerico computerizzato (CNC) ad esempio una fresatrice oppure sinterizzatrice laser selettiva.

2.2 Reverse Engineering

Il termine reverse engineering individua tutte le tecniche e le tecnologie che a partire da un oggetto reale permettono di ottenere il medesimo oggetto in un ambiente virtuale. Le tecniche di Reverse Engineering (RE) comprendono sia le metodologie che i sistemi software che hardware, utilizzati con la finalità di ricostruire il modello virtuale, o modello CAD, di un oggetto esistente^{xxix}. Nel mondo del dentale queste tecniche vengono applicate per importare l'anatomia del paziente all'interno di un ambiente virtuale. I sistemi utilizzati nel RE sono lo scanner come strumento di digitalizzazione e gli applicativi software di elaborazione delle nuvole di punti digitalizzati (file Standard) e di modellazione Cad. Questi sistemi sono adatti alla progettazione di modelli con un grado di dettaglio medio-elevato, favorendo un rapido sviluppo di progetti in differenti campi di applicazione. L'elevata precisione di questi strumenti digitali e all'adozione di opportuni metodi operativi, consente l'impiego dei modelli 3D ottenuti mediante RE anche per l'ingegnerizzazione finale del progetto, e la realizzazione di accurati prototipi, stampi, parti meccaniche.

2.3 Cad e Cam

Il Cad (computer aided design) rappresenta l'insieme di sistemi software ed hardware che supportano la fase di progettazione di un prodotto, in cui viene definita in dettaglio la sua geometria e stabilite le dimensioni di ciascun suo particolare. Nel passato il software CAD costituiva un "ambiente grafico" che si sostituiva a tecnigrafo, matita e gomma, e che consentiva la realizzazione di un disegno tecnico bidimensionale. Tuttavia con lo sviluppo della tecnologia i sistemi Cad si sono caratterizzati in una componente hardware denominata *workstation grafica* ad in un applicativo software denominato *modellatore geometrico*: il risultato concreto derivante dall'utilizzo dei sistemi Cad si è quindi trasformato in un *oggetto virtuale*, meglio noto come *modello digitale* del prodotto^{xxx}.(Fig.1)

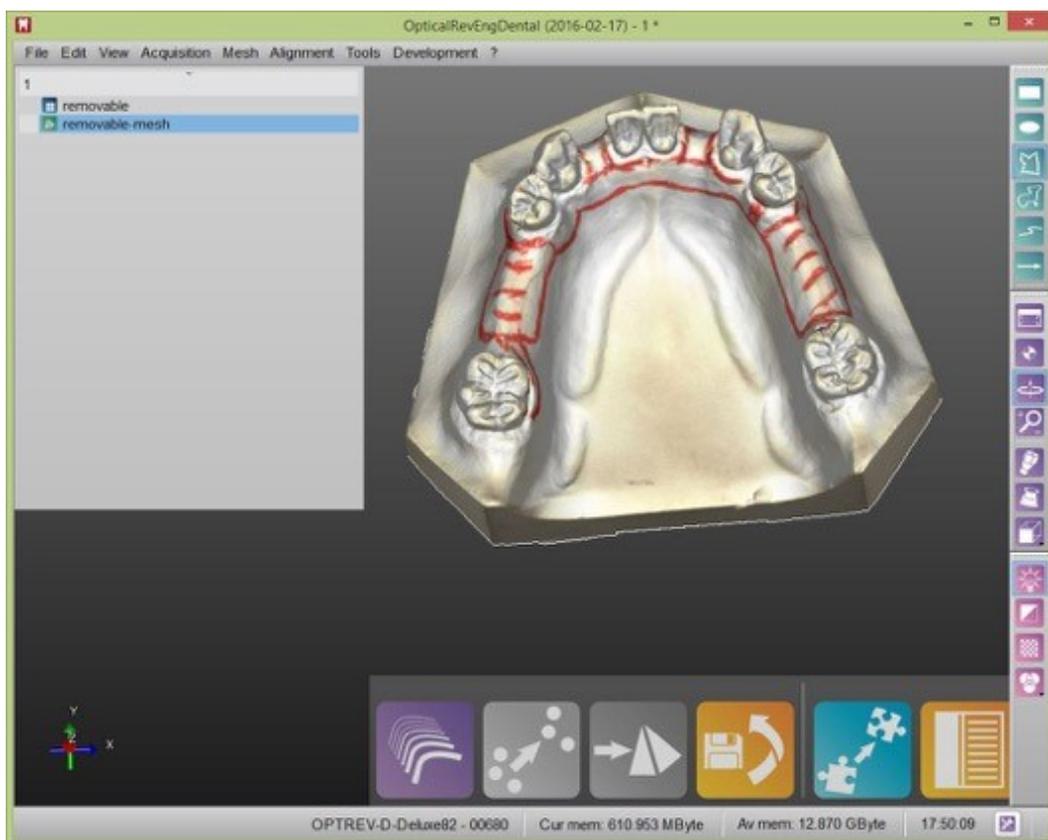


Fig.1 – Sistema Cad dentale

Il Cam (Computer-Aided Manufacturing) è uno strumento software attraverso il quale vengono generate le informazioni necessarie alla lavorazione del prodotto con macchine programmabili a controllo

numerico^{xxx1}. Il file Cad del prodotto viene trasferito in un secondo ambiente grafico, il Cam, che consente la programmazione dei movimenti di lavorazione a partire dalle informazioni del Cad tenendo conto del volume grezzo, della struttura cinematica della macchina utensile ed altri fino alla creazione di un documento di testo che contiene le istruzioni da inviare alla macchina utensile a controllo numerico computerizzato (CNC)^{xxxii}. Le macchine CNC che fanno parte dei sistemi per asportazione (fresatori) consentono la realizzazione di un prodotto, anche a geometria complessa, partendo da una cialda di materiale grezzo. I movimenti della fresa che “scolpisce” il prodotto progettato sono eseguiti sulla base delle istruzioni che indicano le traiettorie da seguire ed i parametri cinematici caratteristici delle traiettorie (accelerazione e velocità). (Fig.2)



Fig.2 – Cam (Subcrative manufacturing)

Le sistematiche di Additive Manufacturing realizzano il prodotto, sempre progettato mediante Cad, con tecniche additive, utilizzando processi rapidi, flessibili e automatizzati indipendentemente dalla forma e complessità geometrica. Fanno parte di questi sistemi la sinterizzazione-fusione laser selettiva, la stereolitografia, ecc.(Fig.3)



Fig.3 – Stampante 3D (Additive Manufacturing) applicata nel mondo odontoiatrico

Lo sviluppo di nuove tecnologie nell'ambito delle attrezzature, dei processi produttivi e l'introduzione di nuovi materiali, sta creando nuovi e promettenti percorsi di indagine, consentendo di presagire un futuro di importanti mutamenti nel mondo scientifico odontoiatrico-odontotecnico. Il processo produttivo tradizionale può quindi essere sostituito da processi produttivi quasi interamente supportati da tecnologie digitali, Cad-Cam, che richiedono una ridefinizione della struttura organizzativa e commerciale di tutto il mondo del dentale ma che in cambio consentono grandi efficienze e produttività, con un sostanziale guadagno della qualità dei dispositivi e uno stimolo importante alla creazione di nuove professionalità.

2.4 Storia del digitale nel mondo odontoiatrico

La tecnologia Cad-Cam, rappresenta la novità più importante introdotta in odontoiatria negli ultimi anni, in grado di rivoluzionare le procedure protesiche tradizionali affermatesi nel tempo tra i professionisti operanti nel settore. L'introduzione di tale tecnologia nel settore odontoiatrico avvenne nel 1973, con la presentazione del lavoro del Dr Francois Duret, intitolato "Empreinte Optique" (impronta ottica) presso

l'Università Claude Bernard a Lione, con lo scopo di automatizzare il processo di produzione al fine di ottimizzare la qualità dei restauri protesici, nonché l'efficienza dell'intero flusso di lavoro^{xxxiii}. Sette anni più tardi, nel 1980, il Dr Mormann e l'ingegnere Marco Brandestini presentarono il primo scanner intra orale capace di realizzare una scansione delle arcate dentarie, ponendo le basi per lo sviluppo di quello che nel 1987 la Sirona Dental System lanciò nel mercato con il nome di Cerec (Charside Economical Restoration of Esthetic Ceramics), il primo sistema di rilevazione dell'impronta digitale intra orale disponibile in commercio per la realizzazione di restauri protesici in ceramica mediante l'utilizzo della tecnologia Cad-Cam^{xxxiv-xxxv}. La prima ricostruzione clinica fu un mesio-occluso-distale inlay in ceramica feldspatica costruita per un primo molare superiore sinistro. Con l'aumento del costo delle leghe auree e il continuo aumento dell'incidenza di forme allergiche alle leghe di metalli non nobili, come quelle a base di nichel cromo, i ricercatori hanno concentrato le proprie risorse nella ricerca di materiali alternativi. In contemporanea nei primi anni ottanta Anderson e i suoi colleghi concepirono l'uso del titanio per la produzione di cappette per full-crown. Andersson selezionò il titanio per la sua nota biocompatibilità, di cui venne a conoscenza grazie ai lavori pionieristici di Brånemark, che è riconosciuto in tutto il mondo per lo sviluppo e l'introduzione degli impianti dentali contemporanei. Dal momento che la fusione del titanio non era possibile a quel tempo, le ricostruzioni dentali erano fabbricate attraverso un altro processo. Nel 1982, Andersson sviluppò la fase di fabbricazione usando una combinazione di elettroerosione e fresatura a copiare. Nello stesso anno cementò la prima corona completamente in titanio fabbricata con la tecnologia a CNC. Andersson si accorse presto che la potenziale commercializzazione del processo sarebbe stata costosa ed i processi di fabbricazione risultanti avrebbero richiesto la digitalizzazione del prodotto, una idea che avrebbe portato allo sviluppo degli strumenti dedicati all'ambiente dentale. Le sue attività innovative divennero disponibili sul mercato nello stesso momento in cui compariva il metodo Procera per la produzione di corone nel 1983^{xxxvi}. Il sistema Procera fu in seguito acquisito da Nobelpharma (ora Nobel Biocare) nel 1988. Il brevetto che servì come base per il processo di produzione del 1982 non limitò la produzione all'uso di una matrice fisica definitiva del dente preparato ma includeva l'uso potenziale di una preparazione

virtuale del dente, e lo stampo definitivo derivava da un computer. Andersson indicò che le prime corone Cad-Cam Procera, derivate dal file di un computer piuttosto che da un calco in gesso, furono fabbricate intorno al 1990.

Tuttavia, questi pionieristici ricercatori del mondo digitale in odontoiatria hanno messo in evidenza il principale limite dei sistemi Cad-Cam: la possibilità di applicarli nella produzione in serie di dispositivi protesici dentali personalizzati su misura, possibilità strettamente legata alla capacità di acquisire in modo preciso l'anatomia del paziente e riprodurla con altrettanta elevata precisione nella forma protesica da realizzare, caratterizzata da superfici complesse e a geometria libera. Oggi il superamento di questo limite è stato risolto quasi completamente, ma è legato ancora agli sviluppi continui della tecnologia che usufruisce delle tecniche di Reverse Engineering, le tecnologie di lavorazione CNC mediante fresature e le tecnologie di Additive Manufacturing.

2.5 Il processo di produzione tradizionale in implanto-protesi

In questa tesi ci concentreremo a discutere esclusivamente della protesi su impianti e dei risvolti che il mondo digitale ha introdotto in tale ambito. Il processo tradizionale per la realizzazione di una protesi fissa su impianti è strutturato in una serie di passaggi artigianali: 1) Impronta di precisione; 2) Sviluppo impronte 3) Modellazione in cera ; 4) Rivestimento Refrattario; 5) Fusione a cera persa e rifinitura; 5) Ceramizzazione e 6) Verifica sul modello. (Fig.4)

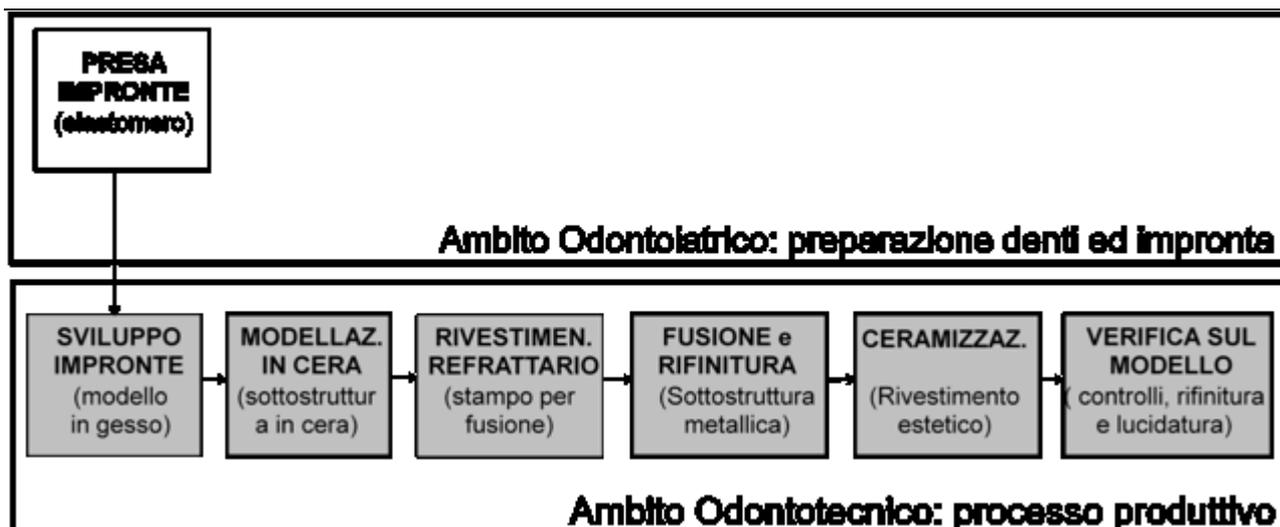


Fig. 4. Processo tradizionale per la realizzazione di una protesi fissa su impianti

2.5.1 Impronta di precisione

La prima fase, e forse la più importante, durante la riabilitazione protesica è la presa dell'impronta. L'impronta è la rilevazione di una posizione tridimensionale nello spazio dell'impianto e il trasferimento di questa posizione sul modello master^{xxxvii}. L'impianto osteointegrato presenta un alto grado di rigidità, in quanto rispetto al dente è privo del legamento paradontale, e sotto il profilo protesico, richiede una riabilitazione protesica con manufatti estremamente precisi sia nella componentistica che nell'anatomia. Un adattamento impreciso della sovrastruttura (misfit) possono provocare complicanze sia di tipo meccanico e sia di tipo biologico che influiscono sulla sopravvivenza del sistema impianto-protesi^{xxxviii}. Ottenere il fit passivo è il principale obiettivo per la realizzazione di una protesi totale fissa impianto-supportata. Fondamentale per questo scopo è l'accuratezza del modello, la quale è direttamente condizionata dall'accuratezza dell'impronta eseguita e dalla tecnica utilizzata^{xxxix}. Molte sono le variabili che sia a livello clinico che di laboratorio influenzano l'accuratezza del modello finale: i materiali d'impronta e la capacità dell'operatore clinico, le tecniche di laboratorio nello sviluppo del modello e le proprietà del gesso utilizzato, la tolleranza delle componenti protesiche alla lavorazione, l'angolazione degli impianti e la loro profondità^{xl}. Le due tecniche principali della presa di impronta in protesi fissa su impianto sono quella diretta e quella

indiretta. Nella tecnica diretta il moncone, ossia l'abutment, che è avvitato all'impianto e non ha una forma stabilita, viene individualizzato attraverso il fresaggio direttamente all'interno del cavo orale per poi eseguire un'impronta normale come se ci fossero i denti naturali. Questa tecnica presenta diversi svantaggi, come la difficoltà di fresare il titanio direttamente nel cavo orale, lo sviluppo di calore e di stress per l'impianto e i tessuti perimplantari e l'utilizzo di sistemi di retrazione del margine gengivale per permettere la lettura sul modello del margine di finitura, per questo non è molto usata nella routine quotidiana. La tecnica indiretta è quella che oggi è più utilizzata. Tale tecnica, anche se complessa, rileva la posizione spaziale dell'impianto in modo da trasferire il tutto nel modello mediante l'utilizzo dei transfer da impronta e degli analoghi che simulano gli impianti. A differenza della tecnica diretta, l'accoppiamento dei transfer è più preciso e di conseguenza risulta anche precisa la riproduzione del margine della piattaforma implantare. Questo tipo di impronta può essere utilizzato con tre metodiche differenti: Tecnica pick-up (a portaimpronta aperto), tecnica a strappo (riposizionata o a portaimpronta chiuso) e tecnica pull-up (a portaimpronta chiuso). L'impronta con tecnica pick-up prevede l'utilizzo di transfer solidarizzati (splintati) agli impianti mediante viti di serraggio e di un porta impronte individuale fenestrato in corrispondenza delle suddette viti per poterle svitare al termine della fase di indurimento del materiale, nel quale rimarranno incorporati i transfer. Per fare questo, i transfer dovranno avere viti di collegamento all'impianto sufficientemente lunghe da fuoriuscire dalle pareti del portaimpronta che, una volta che il materiale sarà indurito, verranno svitate per permettere ai transfer di rimanere incorporati nell'impronta^{xli}. Sarà poi il tecnico ad accoppiare gli analoghi ai transfer serrando le viti di collegamento prima di effettuare la colatura del modello in laboratorio. Nel caso di transfer multipli sarà bene bloccarli tra loro rigidamente per fare in modo di avere la migliore adesione fra transfer e materiale d'impronta. Questo eviterà il possibile movimento dei transfer durante la fase di avvitamento degli analoghi. Le tecniche di bloccaggio proposte sono numerose, fra queste vi è quella di utilizzare della resina applicata con il pennello tra i transfer, l'utilizzo di fili metallici cui si aggiunge ciano acrilato oppure l'utilizzo di gesso^{xlii}. Il blocco rigido è utilizzabile su tutti gli impianti a esagono esterno oppure sugli impianti a esagono interno qualora si utilizzi un moncone intermedio (tipo MUA)

che trasforma l'esagono interno in un collegamento (esagonale e non) di tipo esterno, nel caso di divergenza tra gli impianti. Nel caso di impianti divergenti con esagono interno il blocco rigido non è possibile perché la divergenza (circa 35°) in combinazione con la lunghezza delle pareti di collegamento fa sì che sia difficile la rimozione dei transfer con l'impronta. Qualora si esegua un'impronta pick-up su esagoni interni dovrà essere usato solo materiale elastico. Un modo per migliorare la precisione dell'impronta è quello di sabbare i transfer e successivamente pennellarli con collante per elastomeri che, una volta asciugato, sarà possibile ricoprire i transfer con il materiale light estruso dalla siringa. In alcuni sistemi implantari, gli esagoni interni non pongono questi problemi perché è stata ridotta l'altezza delle pareti verticali dell'esagono di collegamento^{xliii}. (Fig.5)

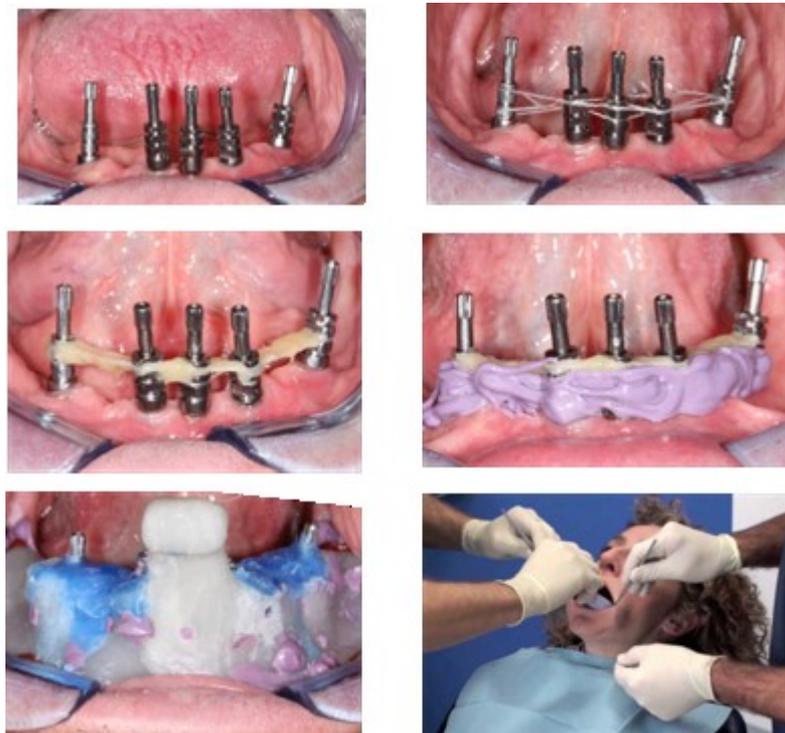


Fig.5 – Tecnica pick-up

La tecnica a strappo prevede l'utilizzo di un cucchiaio chiuso e, con questa metodica, il transfer non viene rimosso assieme all'impronta ma rimane attaccato all'impianto. Una volta rimossa l'impronta, si svita il transfer che ha la vite corta e si congiunge all'analogo da laboratorio. Il tutto è poi riposizionato nell'elastomero. Non essendoci il rischio di muovere i transfer durante l'avvitamento non sarà

necessario il bloccaggio rigido dei transfer. Lo svantaggio è rappresentato dal fatto che il riposizionamento del transfer all'interno dell'impronta in elastomero può non essere corretto. Per migliorare questo aspetto le case produttrici hanno sviluppato diverse soluzioni quali la forma del transfer stesso e l'uso di cappette di plastica o metallo inserite sul transfer e rimosse con l'impronta stessa. In tal modo il riposizionamento risulta più agevole. Tuttavia, questa tecnica presenta due problemi principali: la possibilità di movimento del transfer nel suo riposizionamento nell'impronta e la possibile presenza di un dis-parallelismo degli impianti più o meno pronunciato, che nelle arcate complete è sempre presente. Questo fenomeno, specie se marcato, comporta un'elevata deformazione del materiale d'impronta durante la rimozione.^{xliv} Tutti questi problemi fanno sì che questa tecnica non sia precisa quanto quella pick-up, è perciò raccomandata per la preparazione di provvisori o come impronta primaria da cui si ricavano monconi con adeguato parallelismo a cui seguirà una seconda impronta più precisa. È eseguibile sia su esagoni esterni che interni e trova massima indicazione proprio per questi ultimi. La tecnica di impronta Pull-up è stata sviluppata per facilitare le operazioni di presa di impronta soprattutto nei casi in cui la scarsa apertura orale del paziente renda difficoltoso l'avvitamento e svitamento delle viti transfer. I transfer Pull-up sono realizzati interamente in PEEK radiopaco. Hanno la connessione conformata in modo tale da cliccare all'interno degli esagoni di connessione senza ancoraggio tramite vite. Sono estremamente pratici per prendere un'impronta di posizionamento, poiché sono semplici e veloci da utilizzare. Essendo radiopachi, è possibile verificarne la corretta inserzione nella piattaforma implantare. Rimangono nell'impronta in maniera estremamente stabile, grazie alle buone ritenzioni offerte dalla porzione superiore. Possono essere utilizzati anche in combinazione con i transfer Pick-up, ad esempio in situazioni in cui gli elementi mesiali abbiano spazi sufficienti alle manovre di avvitamento e svitamento della vite transfer, mentre gli elementi distali presentino impedimenti anatomici^{xlv}. Sono la soluzione ideale per prendere velocemente un'impronta tra impianti convergenti, poiché sono facilmente accorciabili con l'uso di un disco sia eliminando uno o più moduli verticali, sia rimuovendo le porzioni dei bracci orizzontali di ritenzione nel caso creassero interferenza.

2.5.2 Modello Master

Il modello master in gesso, costituisce la base per il laboratorio odontotecnico per fabbricare qualsiasi dispositivo sia fisso che mobile, sia su denti naturali che su impianti. Il modello master dovrebbe rappresentare l'esatta posizione nelle tre dimensioni dell'impianto posizionato nel cavo orale del paziente. L'utilizzo del modello master in gesso viene utilizzata da circa 100 anni, nonostante continue migliorie apportate nei materiali e nelle tecniche nel corso dei decenni, presenta numerosi fasi in cui possono essere introdotti degli errori traducibili poi in imperfezioni nella realizzazione della protesi finale: ad esempio i materiali da impronta sono soggetti a variazioni dimensionali durante la fase di indurimento o in seguito a ritardi della fase di colatura del modello con conseguenti avvenute distorsioni del impronta; il gesso, mostra un'espansione a causa di reazioni secondarie durante la presa. Tali eventi se non opportunamente controllati e guidati, possono essere una delle prime cause di eventuali errori ed imprecisioni durante la fabbricazione del manufatto protesico. (Fig.6)



Fig.6 – Impronta definitiva e modello master

2.5.3 Realizzazione delle sottostrutture protesiche

Dall'impronta di posizione vengono realizzati in gesso i modelli fisici (modello master ed antagonista). Utilizzando le registrazioni intra-orale eseguite dall'odontoiatra si possono bloccare i modelli in gesso in un articolatore. L'articolatore è un dispositivo che cerca di simulare quanto più fedelmente possibile

le posizioni spaziali ed i movimenti reciproci delle arcate dentarie mascellare superiore ed inferiore, mimando il più fedelmente possibile l'occlusione del paziente. I pilastri implantari (abutment, monconi) possono essere in titanio o altri materiali, come leghe d'oro, leghe di cromo cobalto, ceramiche e anche zirconio; su questi viene cementata una corona in ceramica integrale per ottenere risultati estremamente estetici^{xlvi}. Esistono abutment standardizzati, che vengono forniti dalle case produttrici di impianti, e abutment personalizzati, realizzati su misura per ogni paziente, sulla base della profondità dell'impianto e della forma della gengiva. Tuttavia negli ultimi anni si è assistito a continui cambiamenti nella morfologia degli abutment. All'inizio degli anni '80 il moncone standard ad modum Branemark (protesi avvitata su impianti) era l'unico disponibile per la protesizzazione degli impianti^{xlvi}. Dal punto di vista estetico la protesi non presentava delle caratteristiche eccezionali, in quanto in molti casi l'emergenza extra gengivale dei pilastri era visibile e non essendo possibile correggere l'angolazione degli impianti per mezzo di abutment angolati, il foro di accesso delle viti poteva compromettere il risultato estetico finale. Nel 1988, l'introduzione del pilastro UCLA ha reso il risultato estetico finale più vicino a quello della dentatura naturale^{xlvi}. L'UCLA abutment è formato in un cilindro di plastica calcinabile o in lega aurea per sovra-fusioni disegnato in modo da adattarsi perfettamente alla testa esagonale dell'impianto tipo Branemark. Il cilindro viene utilizzato direttamente come base per la ceratura della cappetta della corona definitiva, in questo modo la corona viene avvitata direttamente all'impianto eliminando l'unità abutment-cilindro in oro palladio della metodica originale di Branemark^{xlvi}. L'introduzione di questo tipo di abutment ha consentito di evitare l'emergenza extra gengivale dei pilastri, di poter gestire uno spazio occlusale ridotto e di correggere il disparellismo tra più impianti. Un'ulteriore evoluzione dell'abutment UCLA lo si ha a metà degli anni 90, in cui il cilindro di plastica calcinabile viene cerato per ottenere tramite fusione a cera persa un moncone fuso in oro di forma, lunghezza e inclinazione desiderate, che poi può essere fresato. Il moncone fuso viene avvitato direttamente all'impianto e su di esso viene cementata la corona. Non esistono quindi fori di uscita di viti di bloccaggio che deturpano la modellazione della protesi sotto il profilo estetico e funzionale. In questo modo, ogni impianto con il proprio moncone può essere considerato alla stregua di

un dente naturale su cui costruire protesi con metodiche tradizionali e può essere utilizzato per costruire manufatti protesici avvitati o cementati¹. Gli abutment angolati personalizzati costruiti partendo dal pilastro UCLA costituiscono una valida soluzione sia in caso di corone singole che di ricostruzioni di ponti di elementi multipli. Mediante fusioni in oro si può ottenere la stessa precisione ottenibile con abutment preformati. La variabilità della precisione ottenibile mediante fusioni a cera persa dipende dalla competenza e dalle capacità del tecnico, viceversa la precisione degli abutment preformati è costante e dipende dalla serietà e dalla precisione della casa costruttrice.

2.5.4. Fusione a Cera Persa

La fusione a cera persa è un procedimento lavorativo che permette di trasformare un elemento in cera in lega metallica mediante fusione della stessa. Il modello in cera viene inserito in un materiale refrattario, che una volta riscaldato in forno ad una temperatura da consentire l'eliminazione della cera, si realizza uno stampo per la fusione indispensabile per controllare le contrazioni volumetriche che avvengono durante la solidificazione della lega metallica. Il materiale metallico designato alla realizzazione della sottostruttura viene fuso e colato all'interno dello stampo in materiale refrattario tramite un cilindro di colata fino al riempimento. Dopo la solidificazione del metallo, lo stampo viene rotto per liberare la fusione che non deve presentare difetti strutturali per non intaccare la funzionalità del manufatto protesico. Una volta rifinita i margini ed eliminati i perdii di colata la sottostruttura è pronta per essere provata nel cavo orale del paziente. Nel caso in cui si realizzino dispositivi protesici di più elementi, l'aumentare della lunghezza della sottostruttura specialmente per riabilitazioni totali può far diminuire la precisione di combaciamento della stessa con gli impianti. Pertanto se necessario, le sottostrutture possono essere tagliate e riposizionate per l'esecuzione di una saldobrasatura o di una saldatura laser. Dopo l'esecuzione delle saldature, è doveroso verificare che i giunti saldati siano esenti da difetti (alterazioni dimensionali) che ne possano compromettere l'affidabilità della sotto-struttura. (Fig.7)

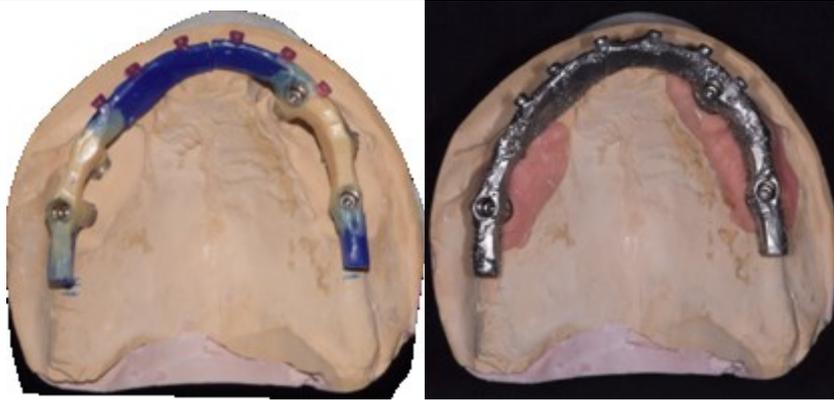


Fig.7 – Modellazione in cera e realizzazione sottostruttura metallica

2.5.5 La Ceramizzazione

Una volta avvalorata la conformità e l'accuratezza della sotto-struttura metallica, il manufatto viene rinviato al laboratorio che procede con le fasi di stratificazione della ceramica per riprodurre accuratamente la forma anatomica, morfologica e di colorazione finale dei denti da realizzare. La procedura di ceramizzazione è eseguita con metodi di lavorazione consoni alla normativa UNI EN ISO 9693-1 che dichiara come limite minimo alla tensione di distacco metallo-ceramica pari a 25MPa. Al termine del processo di ceramizzazione il manufatto protesico viene sottoposto ad un accurato controllo finale in cui vengono valutati le superfici assiali (vestibolari, linguali, mesiali e distali) in rapporto con i tessuti molli e con i denti adiacenti, i profili di emergenza in armonia con il parodonto marginale, le superfici occlusali con i denti antagonisti tali da soddisfare lo schema oclusale previsto sia nelle relazioni statiche che in quelle dinamiche e in ultimo l'aspetto estetico per quanto riguarda la forma e le sfumature di colore. (Fig.8)



Fig.8 – Ceramizzazione (Ceramica bianca e rosa) della sottostruttura metallica

2.5.6 Criticità del processo tradizionale

L'ottenimento del fit passivo è il principale obiettivo per la realizzazione di una protesi totale fissa impianto-supportata in quanto errori in questa fase porteranno ad altri errori che si accumuleranno durante le fasi di laboratorio^{li}. L'insufficienza di accuratezza durante la presa dell'impronta e/o durante le fasi di realizzazione del manufatto protesico può causare ad un malfunzionamento della protesi e all'aumentare l'incidenza di complicanze sia meccaniche che biologiche come problemi occlusali , rottura di viti di serraggio , frattura del collo implantare , accumulo di placca ed infiammazione dei tessuti paradontali e perdita dell'osteintegrazione.^{liii} Tuttavia, l'accuratezza del modello master dipende dalle variabili cliniche e da laboratorio, come anche dal tipo di materiale di impronta, dalla tecnica di impronta(diretta e indiretta) e dai cambiamenti dimensionali (volume) del gesso.^{liiii} Le riabilitazioni protesiche fisse sui denti naturali entro certi limiti possono parzialmente compensare le piccole discrepanze di fitting, infatti riescono a tollerare movimenti di circa 25-100 μm in direzione assiale e di 56-108 μm in direzione trasversale grazie alla presenza del legamento parodontale.^{liv} Invece la protesi su impianti mostra solo tolleranze 3-5 μm in direzione assiale e di 10-50 μm in direzione trasversale a

causa della rigidità dell'osso e dell'assenza del legamento paradontale presente sui denti naturali^{lv}. Per tali motivi gli errori, anche minimi, che si possono accumulare durante la fase di realizzazione del manufatto protesico su impianti causano complicanze sia biologiche che meccaniche^{lvi}, infatti alcuni studi condotti tramite un'analisi degli elementi finiti (f.e.a.) dimostrano che un adattamento passivo (fit passivo) nell'accoppiamento protesi-impianto distribuisce le forze masticatorie in modo più omogeneo^{lvii}. La necessità di ottenere la massima accuratezza è legata ad una attenta sequenza operativa durante le fasi di produzione, che, nel caso di una filiera artigianale, sono strettamente legate alle conoscenze tecniche e all'abilità manuale dell'operatore (sia odontoiatra che odontotecnico). La realizzazione di un manufatto protesico realizzato in modo accurato, parte ovviamente dall'esecuzione corretta del primo step della filiera produttiva: la presa dell'impronta.

La procedura di rilevamento dell'impronta è all'origine del flusso di lavoro, le informazioni raccolte durante questa fase sono fondamentali, in quanto errori introdotti in questa fase si ripercuotono nel resto del lavoro protesico. L'introduzione della filiera digitale anche nella fase di rilevamento dell'impronta mediante la lettura ottica della posizione implantare direttamente in bocca al paziente, permetterebbe di eliminare tutti i possibili errori sopra citati^{lviii - lix}.

2.6 Il processo di produzione digitale in impianto-protesi

Nell'ultimo decennio, grazie alla continua evoluzione dei sistemi Cad-Cam in molti settori, l'industria ha indirizzato queste tecnologie anche nel campo del dentale per intervenire in più livelli della filiera produttiva di una protesi dentale: dall'impronta alla consegna del dispositivo protesico. Nell'ambito dell'odontotecnica la filiera digitale era presente già da un decennio, infatti spesso l'impronta ricevuta dall'odontoiatra veniva colata in gesso e successivamente si procedeva all'acquisizione del modello in gesso con uno scanner ottico, invece nell'ambito clinico odontoiatrico le conoscenze specifiche in questo campo, legate a tutto il work flow digitale, ma soprattutto all'impiego di scanner intra orali (solo

il 7% degli ambulatori dentistici ne possiede uno) per completare il percorso di lavorazione digitale, sono ancora agli albori. In questi ultimi 5 anni molte sono le aziende che hanno sviluppato e/o che stanno sviluppando dispositivi scanner ottici in grado di rilevare impronte direttamente dal cavo orale del paziente e in tal modo di completare la filiera produttiva di digitalizzazione. Tuttavia, l'introduzione di nuovi materiali come il zirconio e il disilicato di litio ha facilitato lo sviluppo dei sistemi Cad-Cam^{lx}-^{lxi}, dai quali non solo sottostrutture di protesi fisse, ma anche per la completa realizzazione di corone e ponti in materiali monolitici. Il risultato finale di tali tecnologie digitali è di consentire la riduzione dei tempi di realizzazione di una protesi, limitando l'influenza dell'operatore e quindi di possibili errori umani sul prodotto finito^{lxii}. Il processo di produzione digitale in impianto-protesi prevede diverse fasi: Digitalizzazione della posizione implantare e dell'arcata antagonista o partendo da un modello in gesso derivato da un'impronta tradizionale o da un'impronta digitale eseguita con uno scanner intra-orale; 2) Progettazione Cad della protesi; 3) Realizzazione Cam della protesi; 4) Ceramizzazione e/o rifinitura e/o lucidatura. (Fig.9)

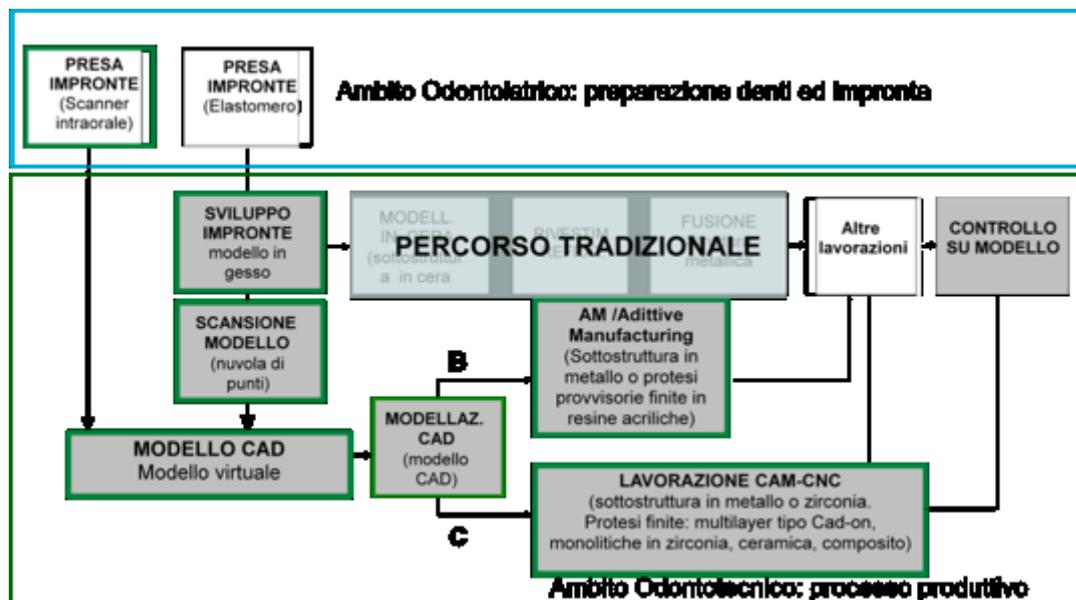


Fig.9 - Processo di produzione digitale di una protesi fissa. (B= Additive Manufacturing; C= Subcrative Manufacturing)

2.6.1 Scanner digitali Intra-orali.

Attualmente, in commercio sono presenti vari dispositivi di scanner intra-orali utilizzabili in ambulatorio per eseguire un impronta digitale ; i più noti sono: CEREC® (Sirona Dental System GmbH ,DE); iTero (Cadent Ltd ,US); Lava™ Chairside Oral Scanner (3M ESPE,US) ; True Definition™ (3M ESPE,US); 3D Progress (MHT S.p.A. ,IT); Trios (3SHAPE,DK); Zfx IntraScan (Zimmer Dental ,DE) e CS 3500(Carestream,US)^{lxiii}. (Fig.10)

Intraoral scanner	Company	Working principles	Light source	Imaging type	Necessity of coating	In-office milling	Output format
CEREC® AC - Bluecam	Sirona Dental System GmbH (DE)	Active triangulation and optical microscopy	Visible blue light	Multiple images	Yes	Yes	Proprietary
iTero	Cadent Inc (IL)	Parallel confocal microscopy	Red laser	Multiple	None	No	Proprietary or selective STL
E4D	D4D Technologies, LLC (US)	Optical coherence tomography and confocal microscopy	Laser	Multiple	Occasionally	Yes	Proprietary
Lava™ C.O.S.	3M ESPE (US)	Active wavefront sampling	Pulsating visible blue light	Video	Yes	No	Proprietary
IOS FastScan	IOS Technologies, Inc (US)	Active triangulation and Schleimpflug principle	Laser	3 images	Yes	No	STL
MIA3d	Densys Ltd (IL)	Active stereophotogrammetry	Visible light	2 images	Yes	No	ASCII
DPI-3D	Dimensional Photonics International, Inc (US)	Accordion fringe interferometry (AFI)	Wavelength 350-500 nm	Multiple images	None	No	STL
3D Progress	MHT SpA (IT) - MHT Optic Research AG (CH)	Confocal microscopy and Moiré effect	Not disclosed	3 images	Occasionally	No	STL
directScan	Hint-Els GmbH (DE)	Stereoscopic vision	Not disclosed	Multiple images	Not disclosed	No	Not disclosed
Trios	3Shape A/S (DK)	Confocal microscopy	Not disclosed	Multiple images	None	No	Proprietary or STL

Fig.10 - Caratteristiche dei principali scanner intra orali descritte da Logozzo et al.

Lo scanner presenti nel mercato sono equipaggiati da tecnologie ottiche non invasive, prive di contatto diretto. Questa tecnologia ha velocizzato la fase di acquisizione di coordinate 3D che definiscono le geometrie di un qualsiasi oggetto eseguita acquisendo nuvole di punti rispetto alle soluzioni con sonde “a contatto”. Il principio base è l’emissione di un segnale luminoso (Laser o Luce strutturata) da parte di un emettitore e la ricezione del segnale di ritorno da parte di un ricevitore. In generale gli scanner utilizzano due differenti tecniche per calcolare la distanza di un oggetto: “a tempo di volo” (TOF) o a “differenza di fase”(phase shift based) .^{lxiv} Nella tecnica TOF la distanza viene calcolata in base al tempo intercorso tra l’emissione del laser e la ricezione del segnale di ritorno. Questa tecnica consente di ottenere misure fino a centinaia di metri con precisione fino ad un millimetro. Nella tecnica phase

shift based il calcolo viene eseguito confrontando le fasi del segnale emesso e di quello di ritorno.

Questa tecnica permette di raggiungere precisioni di qualche millimetro per distanze di oggetti tra i 100 e 800 metri. In ambito dentale lo scanner intra-orali utilizzano tre tecniche di acquisizione dell'oggetto: a triangolazione; microscopia confocale e fronte d'onda a campionamento attivo.

La triangolazione della luce analizza la riflessione che l'onda subisce sull'oggetto è possibile determinarne la forma. In particolare la triangolazione della luce è il principio tecnico alla base del funzionamento del CEREC® (Sirona Dental System GmbH, DE) che si basa sulla proiezione di un pattern luminoso a strisce blu sull'oggetto come anche il sistema CS 3500 (Carestream, US). Ogni raggio di luce proiettato viene riflesso dalla superficie scansionata sul sensore, e viene misurata la distanza tra raggio proiettato e raggio riflesso; poiché l'angolo tra proiettore e sensore è fisso e noto, la distanza dall'oggetto può essere calcolata attraverso il Teorema di Pitagora, in quanto un lato e un angolo del triangolo sono noti. Da ciò la denominazione "triangolazione"^{lxv}. (Fig.11)

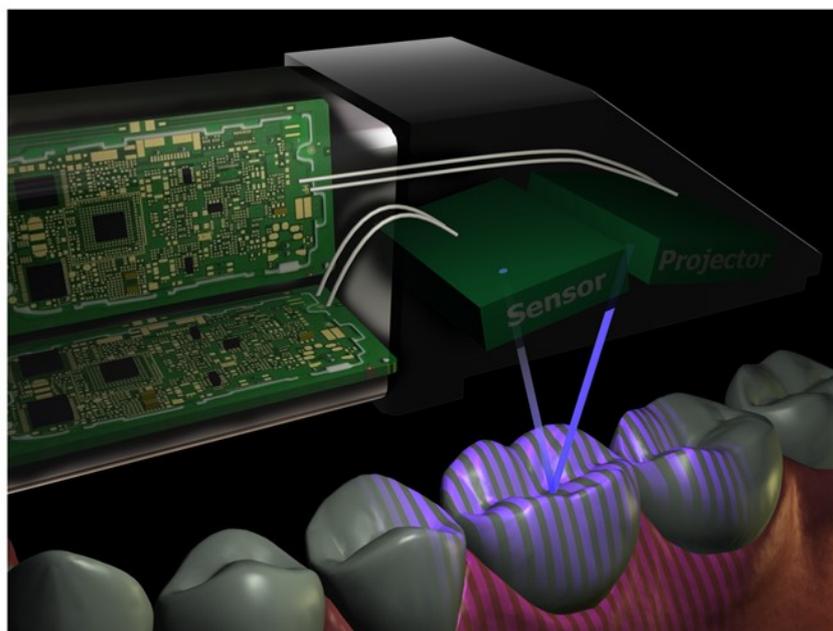


Fig.11 - Principio tecnico della triangolazione delle luci utilizzata dal Cerec

La microscopia confocale consiste nella raccolta di una serie di immagini di piani paralleli, spostando la lente, e quindi il fuoco dell'obiettivo, lungo un asse verticale, che coincide con l'asse di propagazione

della luce, ogni volta proiettando una parte dell'oggetto sul sensore. Per ottenere una perfetta rappresentazione di un singolo piano del campione, si dovrebbe idealmente raccogliere soltanto la luce proveniente da quel particolare piano; poiché tuttavia, anche i piani sovrastanti e sottostanti emettono luce, vi è una perdita di nitidezza dell'immagine. La chiave del successo della tecnica confocale consiste nella rimozione delle interferenze provenienti dai piani adiacenti a quello ove si è focalizzati, mediante l'uso del cosiddetto pinhole, un diaframma, e di un filtro focale, che impediscono alla luce proveniente dalle zone fuori fuoco di raggiungere il sensore. In questo modo solo il segnale luminoso relativo al piano di fuoco viene registrato e utilizzato nella formazione dell'immagine finale. Il risultato è un'immagine poco disturbata dalla diffusione della luce delle zone non a fuoco^{lxvi}. Essendo nota la distanza focale, viene ricavata la distanza della parte scansionata dell'oggetto dalla lente. (Fig.11 - 12)

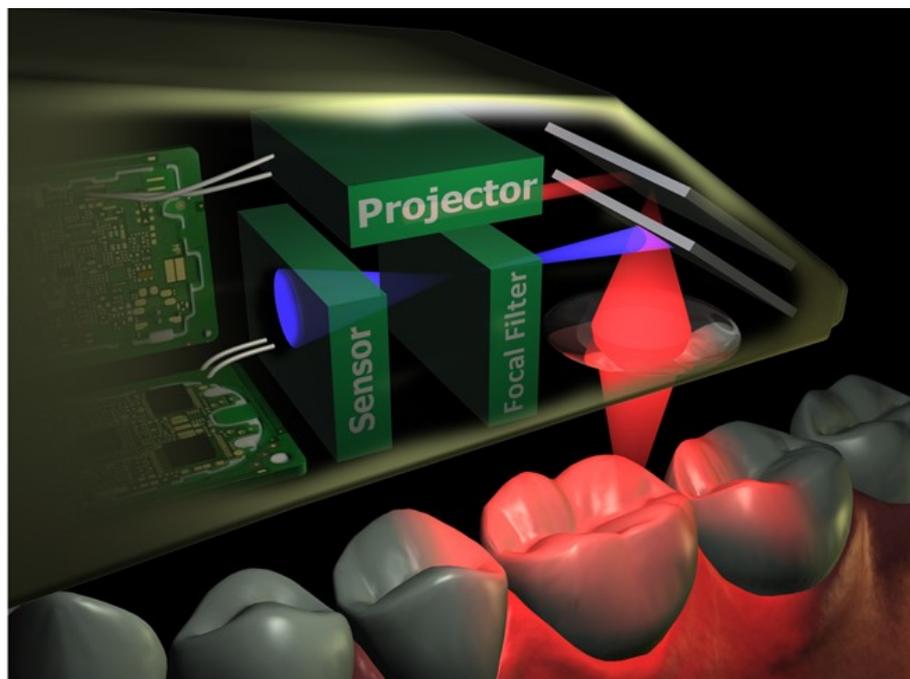


Fig.11 –Tecnologia della microscopia confocale

Questa tecnologia è alla base di differenti scanner intra-orali tra i quali: iTero (Cadent ltd, US); 3D Progress (MHT S.p.A., IT); Trios (3SHAPE, DK); Zfx IntraScan (Zimmer Dental, DE)

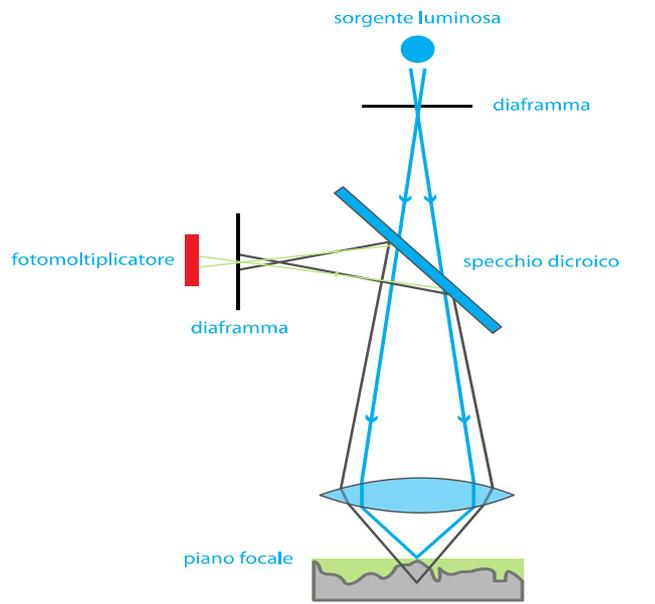


Fig.12 - Principio di microscopia confocale

Particolare attenzione va data agli scanner 3D Progress (MHT S.p.A., IT) e Zfx IntraScan (Zimmer Dental, DE) che oltre alla microscopia confocale sfruttano l'effetto Moiré con la proiezione di un pattern luminoso per migliorare le informazioni di profondità di acquisizione^{lxvii}. Il piano focale viene modificato grazie allo spostamento di una lente mobile, (4), in tre diverse posizioni (7b) e (7c). (Fig.13)

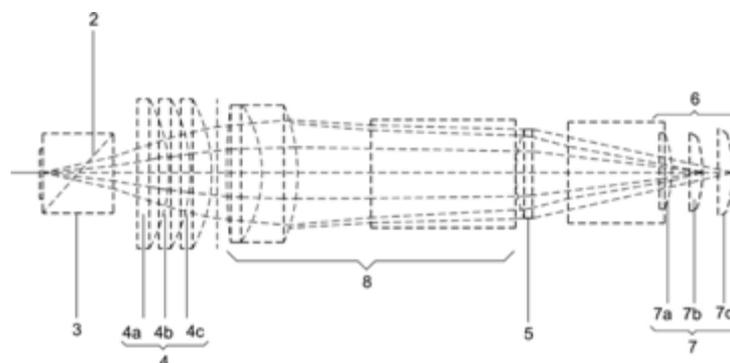


Fig.13 - Sistema di lenti per l'effetto Moiré

In fotografia l'effetto Moiré è un effetto negativo in quanto rappresenta una distorsione visiva che si

verifica quando due trame si sovrappongono, dando origine ad una terza trama completamente differente: la qualità e la risoluzione delle immagini ne risulta fortemente alterata. Nel caso dello scanner intra-orali l'effetto Moiré viene sfruttato per consentire al software dello scanner di migliorare la precisione delle misurazioni.

Il fronte d'onda a campionamento attivo, che caratterizza Lava™ Chairside Oral Scanner (C.O.S.) e in ultimo anche True Definition™ (3M ESPE, US), permette di ottenere informazioni 3D tramite l'immagine riflessa e condotta attraverso un sistema di lenti singole e proiettata su un sensore, e misurando la profondità basandosi sul de focus del sistema ottico primario, ovvero quando l'immagine appare fuori fuoco. Se l'immagine è a fuoco, la distanza dell'oggetto coincide con la lunghezza focale della lente; se l'immagine è fuori fuoco, la distanza dell'oggetto dalla lente viene calcolata dalla dimensione dell'immagine sfocata attraverso una formula matematica. Tre sensori catturano la situazione clinica da differenti prospettive; con queste tre immagini catturate simultaneamente vengono generati in tempo reale della patch della superficie 3D, mediante degli algoritmi proprietari di processazione dell'immagine, utilizzando le informazioni a fuoco e fuori fuoco. Ne risulta un video tridimensionale di 20 frame al secondo, registrati in tempo reale. Dopo la procedura di scansione è necessaria una post processazione per ricalcolare la registrazione e compensare potenziali errori^{lxviii}.

(Fig.14 - 15)

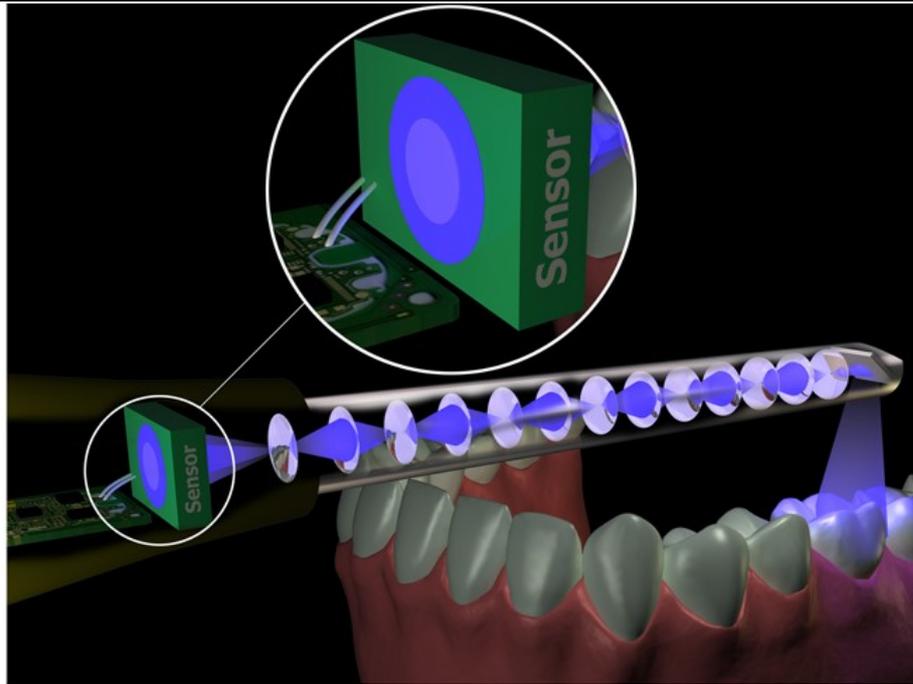


Fig.14 - Campionamento attivo del fronte d'onda

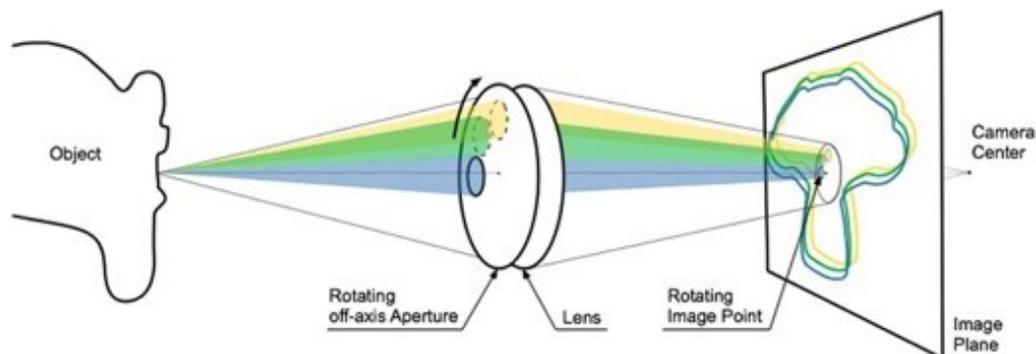


Fig.15 - Illustrazione del metodo di campionamento fronte d'onda attiva (AWS)

I differenti dispositivi citati combinano le tecnologie sopradescritte per ridurre al minimo il rumore della scansione effettuata all'interno del cavo orale, dove sono infatti presenti superfici da acquisire che presentano delle caratteristiche ottiche differenti come la traslucenza e la capacità di riflessione da parte denti, le mucose orali e la presenza o no di differenti restauri di vario tipo, la presenza costante di umidità ed un sistema quello stomatognatico in continuo movimento. Alcune case produttrici di scanner ha cercato di ovviare a tale difficoltà utilizzando diverse tipologie di sorgenti luminose e/o componenti ottiche, oppure l'utilizzo di sostanze opacizzanti come la polvere di biossido di titanio per evitare la

dispersione della luce in modo irregolare e per ridurre il rumore della scansione^{lxix}.

2.6.2 Tecnica di scansione

Ancora oggi non è presente una tecnica di scansione intra-orale scientificamente accreditata che consente una sequenza operativa corretta per eseguire una impronta digitale ottimale. A volte, alcuni produttori di scanner intra-orali propongono una sequenza operativa senza ricerche scientifiche alla base. Tuttavia, una procedura clinica mai verificata per l'acquisizione di arcate totali consiste nel iniziare l'acquisizione distalmente all'ultimo scan-body (dispositivi di posizione implantare, dovranno contenere le massime informazioni, per permettere al tecnico di posizionare correttamente gli analoghi da laboratorio degli impianti) dell'arcata, destro o sinistro, e si inizia con una prima scansione di massima. Si procede con una scansione continua a livello delle superfici oclusali e linguali degli scan-body, facendo particolare attenzione nella zona anteriore degli i fino ad arrivare all'ultimo scan-body controlaterale. Si procede tornando indietro sulle superfici vestibolari mantenendo sempre un riferimento oclusale in modo che la scansione si sovrapponga a quelle precedente ritornando da dove si era iniziata la scansione per concludere il work flow dei dati. Se nella scansione si evidenziano delle defezioni di scansioni (buchi) si può procedere a scansionare di nuovo in modo da aumentare la qualità e la definizione. (Fig. 16)

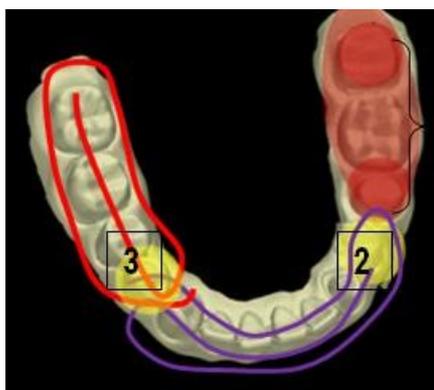


Fig.16 - Tecnica di scansione clinica non provata scientificamente

Un'altra procedura suggerita prevede sempre di iniziare all'estremità distale di un'arcata, e di scansionare in modo continuo sia mesialmente che oclusalmente che distalmente con un movimento di

rotazione attorno allo scan-body, (tipo elicottero che rimanendo in volo ruota tutt'attorno ad un asse verticale in tutte le direzioni), cercando di raccogliere quante più informazioni possibile. Solo alla fine è possibile ritornare in zone non chiare per ottenere la massima definizione^{lxx}.(Fig.17)

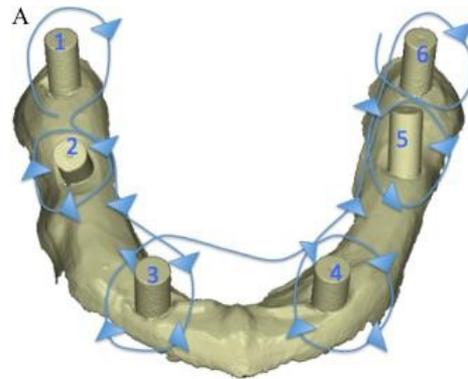


Fig.17 - Tecnica di acquisizione descritta in letteratura

2.6.3 Scan-body o Scan-abutment: dispositivi di posizione implantare

Gli scan-body o scan-abutment sono dei dispositivi di precisione, atti a permettere al dentista o all'odontotecnico di trasferire l'esatta posizione degli impianti dalla bocca del paziente in ambiente virtuale. Gli scan-body consentono quindi di catturare la posizione, traiettoria e la rotazione (fase) degli impianti o degli analoghi e trasferire tale registrazione nel modello di lavoro virtuale o fisico (Fig.18).



Fig.18 - Tipo di scan-body presenti in commercio

Gli scan-body vengono montati direttamente sugli impianti dal clinico per rilevare la posizione delle fixture attraverso l'acquisizione intra orale con uno scanner, mentre l'odontotecnico monta gli scan-

body sugli analoghi implantari inseriti nel modello master in gesso, prima dell'acquisizione della loro posizione, con lo scanner da banco. (Fig.19)

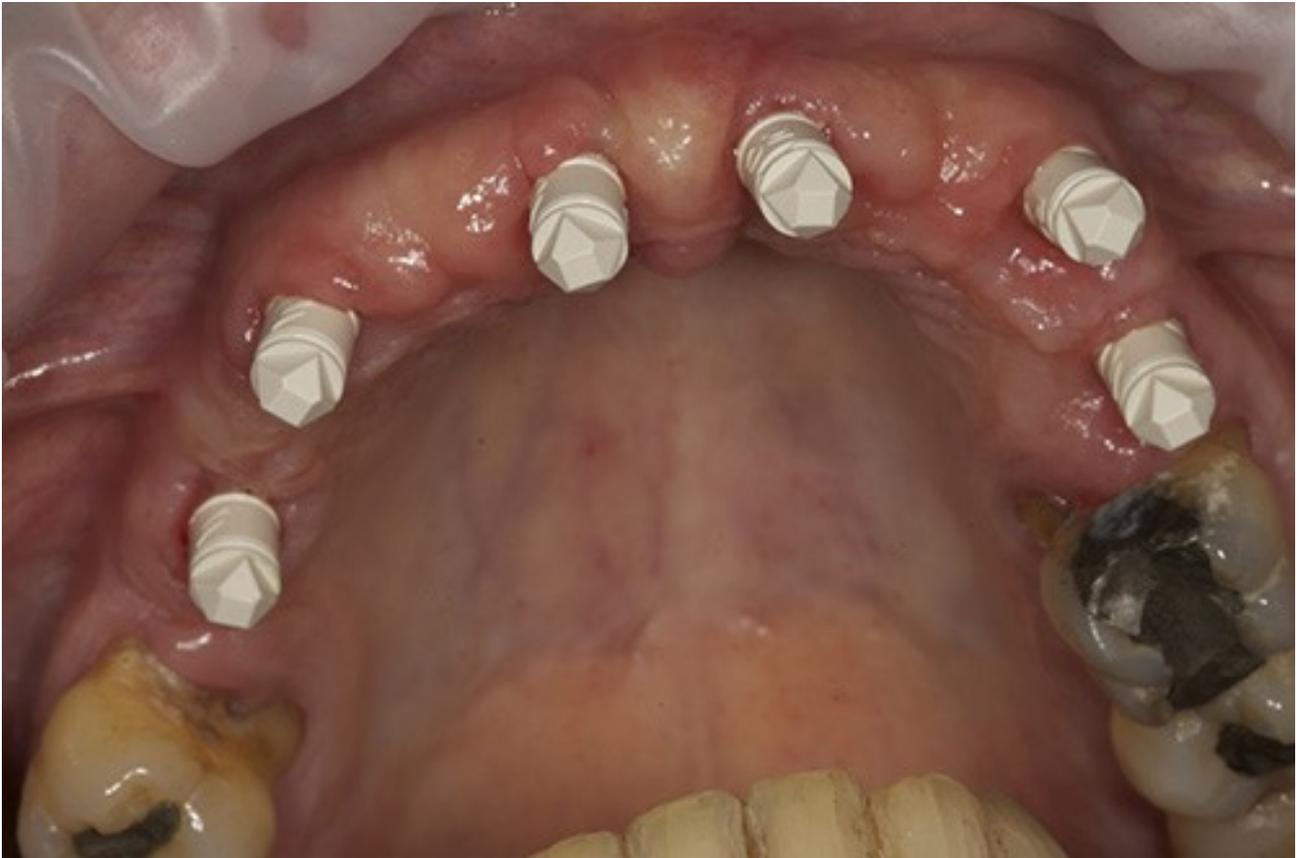


Fig.19 – Scan-body posizionati nel cavo orale prima dell'impronta digitale

L'ottenimento del fit passivo è il principale obiettivo per la realizzazione di una protesi totale fissa implanto-supportata in quanto errori nella fase dell'impronta di posizione porteranno ad altri errori che si accumuleranno durante le fasi di laboratorio^{lxxi}. L'insufficienza di accuratezza durante la presa dell'impronta può essere legata oltre alle performance prestazionali dello scanner intra-orale, ma anche dalla precisione con cui lo scan-body trasferisce la posizione della fixture al modello virtuale di lavoro. Infatti, molte aziende sono alla ricerca del materiale, ma soprattutto della forma geometrica più adatta per essere scansionata con superfici facilmente acquisibili dallo scanner intra-orali e quindi misurabili con assoluta accuratezza. In commercio la maggior parte degli scan-body sono prodotti in materiale

bianco opaco in PEEK (polyether ether ketone) con il sistema di fissaggio a vite sulla testa dell'impianto.

2.6.4 Accuratezza degli scanner intra-orali

La normativa internazionale ISO 10360-1-9 2013^{lxxii} Geometrical Product Specifications (GPS) [Test di collaudo e di riverifica per macchine di misura a coordinate (CMM)] regola gli standard internazionali attinenti il settore degli strumenti di misura, invece nel settore dentale è presente la normativa ISO 12836:2012^{lxxiii} (Dentistry - Digitizing devices for Cad- Cam systems for indirect dental restorations Test methods for assessing accuracy). I parametri legati alla misurazione tridimensionale sono la risoluzione, l'accuratezza e la precisione^{lxxiv}. La risoluzione (massima) consiste nella più piccola variazione del misurando che può essere misurata. Nel caso di scanner ottici, la risoluzione corrisponde alla risoluzione del sensore ottico (cmos, ccd ecc). La densità della nuvola di punti è proporzionale alla risoluzione: influisce sulla distanza reciproca dei punti acquisiti, e quindi sulla capacità di descrivere dettagli geometrici di piccole dimensioni. Tale condizione di maggiore risoluzione è auspicabile in ambito dentale per le superfici orientate nello spazio degli scan-body. Tuttavia, se da una parte un maggior numero di punti definiscono meglio un'area scansionata, dall'altra non necessariamente significa che tali punti siano accurati e precisi. L'accuratezza rappresenta l'errore tra la misura rilevata e il suo valore (accettato per vero) Si tratta cioè di un errore che si sovrappone ai dati rilevati; nel caso di misure ripetute di uno stesso valore, si può determinare come la distanza tra la media dei dati misurati e il dato reale. In ultimo la precisione rappresenta la dispersione delle misure attorno alla loro media. Infatti, consente di stimare la componente casuale dell'errore considerando più misure ripetute; è valutata dallo scarto quadratico medio tra le singole misure e la loro media. Tuttavia, nel linguaggio comune accuratezza e precisione tendono spesso ad essere considerate come sue sinonimi, invece nell'ambito metrologico hanno un significato differente. Nella figura xx, possiamo notare tre tipi differenti di accuratezza e precisione in tre scanner diversi. Lo scanner A presenta un'alta accuratezza e

precisione in quanto il baricentro (media aritmetica) delle scansioni coincide con il valore reale dello oggetto da scansionare, lo scanner B presenta accuratezza in quanto la media delle scansioni è vicina ai valori reali dell'oggetto, ma non precisione in quanto ciascuna scansione sono lontane le une dalle altre. In ultimo lo scanner C presenta un'alta precisione perché i dati misurati con ciascuna scansione sono molto vicini gli uni agli altri; ma poca accuratezza poiché la media delle misurazioni è distante rispetto alle misure reali dell'oggetto.(Fig.20)

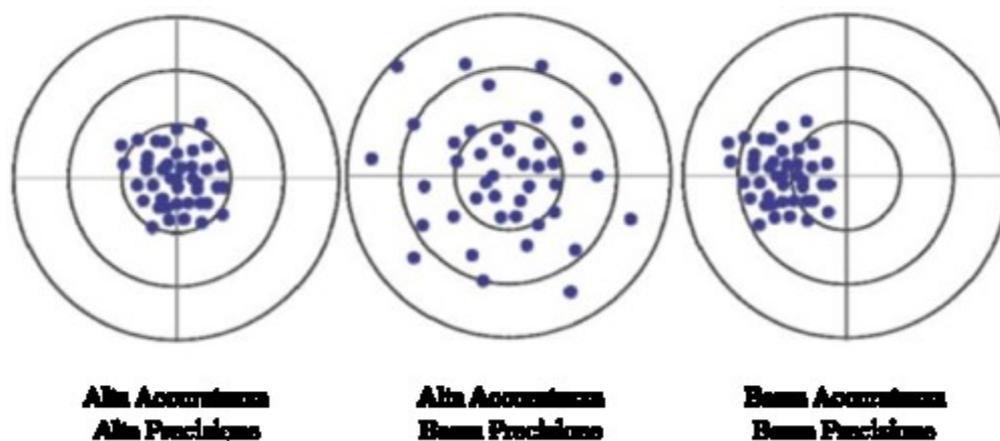


Fig.20 - Esempi di accuratezza e precisione (trueness and precision).

Dall'esempio sopra riportato possiamo dedurre che la scarsa precisione dipende da fattori casuali e non rimediabili, invece la poca accuratezza può essere corretta con una opportuna taratura dell'hardware. Tuttavia, attualmente non si dispone di una metodologia di valutazione oggettiva per convalidare l'accuratezza e la precisione dello scanner. Le stesse case produttrici di scanner intra orali non rendono noto la metodologia di acquisizione da essi rivendicata. L'introduzione di oggetti calibrati con misure ben conosciute permetterebbe alla metrologia (scienza deputata alla misurazione) di valutare in modo oggettivo lo scanner intra orali, quindi risulterebbe evidente che scanner di produttori diversi producono risultati diversi. I dati ottenuti da una scansione intra orale sono elaborati in tempo reale attraverso software Cad dedicati; il risultato che si ottiene è un modello virtuale tridimensionale visualizzato sullo schermo della workstation. A questo punto l'operatore può valutare la qualità dell'impronta eseguita e attraverso delle funzioni modificare o pulire le immagini (spesso la fase di progettazione virtuale viene

effettuata in laboratorio, a seconda del sistema)^{lxxv}. A questo punto il flusso di lavoro prevede diverse possibilità, anche a seconda del sistema utilizzato; i dati di scansione ottenuti e approvati in formato STL possono essere inviati tramite la rete al laboratorio o, in alternativa, ad un centro di fresaggio per la realizzazione del manufatto protesico. Tuttavia, se il clinico utilizza un sistema che può essere definito chiuso, non può decidere liberamente il partner che produrrà il manufatto (file STL proprietari criptati, per una specifica piattaforma), ma deve inviare il file direttamente alla piattaforma Camo della casa madre produttrice. Altri sistemi come per esempio il CEREC® (Sirona Dental System Gmb ,DE) permette la produzione del pezzo direttamente nello studio, partendo da un blocchetto ceramico, attraverso un fresatore in ambulatorio “ in office milling” (CEREC MC XL)^{lxxvi}.

2.6.5 Software di progettazione Cad

Il software di progettazione Cad è il programma con cui si può visualizzare tridimensionalmente i dati acquisiti, elaborarli, pianificarli, e progettarli per un restauro dentale 3D. Differenti tipi di riabilitazione protesiche possono essere realizzate come inlay, onlay, corone singole, ponti, sottostrutture singole o multiple per la realizzazione di protesi dentarie fisse su denti, impianti, protesi protesi parziali e totali mobili. Le scansioni possono essere trasformate in diversi formati file a seconda del sistema se è “aperto” o se è “chiuso”. Nei sistemi aperti il formato STL (Standard Triangulation Language) permette la libera scelta di diversi sistemi di Cam, invece i sistemi di scansione chiusi generano file criptati con un formato specifico e diverso per ciascun fabbricante. A volte è possibile acquistare dal produttore del sistema una chiave di decifrazione in grado di decriptare il file proprietario e trasformarlo in formato STL^{lxxvii}. Le principali funzioni del software di progettazione Cad, ormai presente in tutti i sistemi in commercio, sono l’archivio, i parametri personalizzati, la modellazione e la libreria.^{lxxviii} L’archivio serve per memorizzare i dati di ogni singola lavorazione. Questa funzione permette di ripetere un lavoro ottenendone sempre una copia perfetta, utile nel caso di follow-up o rifacimenti protesici. I parametri personalizzati servono per customizzare lo spessore della struttura di supporto, le dimensioni del connettore tra gli elementi intermedi, il contorno cervicale, altezza e forma, lo spessore del rivestimento

estetico, definire l'asse di inserimento protesico, scaricare eventuali sottosquadri ecc. La modellazione è la funzione principale di questi software che permette di modellare l'elemento dentario dal computer modificando con il mouse le forme dentali, allo stesso modo di come farebbe l'odontotecnico con cera e spatolina. Ogni sistema di modellazione Cad dispone di una libreria di elementi dentali e di abutment implantari. La libreria è un catalogo in cui sono disponibili sia forme dentali già disegnate e predefinite che possono essere modificate a piacimento e sia abutment implantari, attraverso le quali si possono realizzare pilastri personalizzati e perfettamente paralleli tra loro, con il vantaggio di potersi servire di una lavorazione meccanica di precisione realizzata a freddo, e da una macchina, senza l'incognita delle variazioni dimensionali dovute al CDT (Coefficiente di Dilatazione Termica) o a difetti legati alla lavorazioni artigianali dei materiali (gesso, cere, rivestimento, metallo ecc.). A questo proposito, i produttori di impianti dentali dispongono molto spesso di apposite librerie relative alla componentistica virtuale dei loro impianti.

2.6.6 I sistemi di fabbricazione Cam

I sistemi di fabbricazione Cam si sono evoluti a pari passo con i sistemi di progettazione Cad aprendo nuovi scenari nel campo della produzione di manufatti protesici. I sistemi Cam si possono suddividere in due grandi categorie : Subcrative Manufacturing e Additive Manufacturing^{lxxix}.

Le macchine utensili a controllo numerico (Subcrative Manufacturing) ad asportazione di truciolo si differenziano principalmente per il numero di assi controllati dal CNC. (Centri di lavoro a Controllo numerico, macchine utensili con la movimentazione degli assi controllata dal computer). Il minimo di assi per realizzare oggetti nello spazio è di 3, questo significa che l'utensile (la fresa che gira) si posiziona nello spazio secondo le 3 coordinate controllate dal CNC. All'apparenza i 3 assi controllati sono sufficienti per ottenere qualsiasi forma nello spazio, nell'atto pratico per la realizzazione di forme più complesse sono necessarie macchine con più di 3 assi. Gli altri sistemi Cam in alternativa alle macchine CNC sono identificati come sistemi di Additive Manufacturing.^{lxxx} La tecnica di Additive

Manufacturing (AM) si differenzia dalla tecnica di Subcrative Manufacturing in quanto queste ultime operano per asportazione di materiale , mentre le tecniche AM operano per addizione di materiale. La prima macchina di AM è stata progettata da Charles W. Hull che realizzò una macchina di tipo SLA-1 (StereoLitografic Apparatus). Successivamente la tecnologia ha reso possibile la realizzazione di altre tecnologie come la LOM (Laminated Object Manufacturing), SLS (Selective Laser Sintering), FDM (Fused Deposition Modeling).I fabbricanti mettono a disposizione diversi materiali sotto forma di blocchi per quanto riguarda le tecniche di fabbricazione Subcrative Manufacturing e materiali sotto forma di polvere, liquido o solido per le tecniche di Additive Manufacturing.^{lxxxii - lxxxiii}

2.7 Tecnica sottrattiva

La tecnologia di fabbricazione della maggior parte dei manufatti protesici realizzati con tecnologia Cad-Cam si basa sulla tecnica di Subcrative Manufacturing, in cui macchine utensili dotate di frese sono impiegate per scolpire blocchi di materiali sinterizzato o pre-sinterizzati nella geometria desiderata. Tuttavia, la tecnica di Subcrative Manufacturing presenta un notevole spreco di materiale e di energia per la produzione del manufatto protesico, in questa ottica le case produttrici sono state indotte a sviluppare tecniche di produzione alternativa: additive manufacturing. Per la tecnica di Subcrative Manufacturing sono in commercio differenti tipi di macchine CNC che possono essere utilizzate in un ambulatorio e in un laboratorio odontotecnico. (Fig.21)



Fig.21 – Subcrative Manufacturing

2.8 Tecnica sottrattiva-ambulatoriale (Chairside)

Nel sistema Chairside tutti i componenti del sistema Cad-Cam sono situati nello studio dentistico, in cui il clinico dopo l'esecuzione dell'impronta digitale può sia progettare e fabbricare un manufatto protesico in un solo appuntamento a partire da un blocchetto fresabile di differenti materiali ceramici.^{lxxxiii} In commercio sono presenti due sistemi Cad-Cam chairside completi (scanner +fresatore): il sistema Cerec (Sirona , Germania) e il sistema E4D (D4D Technologies, USA). Il sistema Cerec essendo anche il primo sistema Cad-Cam commercializzato da più di 20 anni è il più diffuso, e in letteratura scientifica sono presenti moltissimi lavori al riguardo^{lxxxiv}. L'ultima novità nel mercato odierno è rappresentata dal sistema Cerec AC formato dallo scanner OmniCam e dall'unità di fresaggio Cerec MC XL con i quali è possibile realizzare intarsi , corone singole , faccette e ponti fino a quattro elementi.^{lxxxv} Vari studi hanno dimostrato che i sistemi "in-office milling" garantiscono la produzione di restauri clinicamente accettabili, buon tasso di sopravvivenza, e comparabili tra loro . I vantaggi di questi dispositivi sono: la possibilità di consegnare il restauro in un singolo appuntamento, aspetto che molti pazienti ritengono significativo; la tendenza, testimoniata dai professionisti che li utilizzano, ad effettuare maggiormente preparazioni conservative, quali inlay, onlay, corone a ¾; l'eliminazione della necessità di avvalersi di un restauro provvisorio; il controllo dell'intera procedura da parte del clinico, senza coinvolgere il laboratorio odontotecnico. D'altra parte esistono anche alcuni svantaggi rispetto ai dispositivi che non prevedono il fresaggio "alla poltrona": un iniziale investimento maggiore; un limite dal punto di vista estetico; minor precisione di un fresatore ambulatoriale rispetto ad un centro di fresaggio; sono richiesti tempi e sforzi per imparare ad adattare il flusso di lavoro nella routine dello studio, oltre che un utilizzo frequente per rimanere abili ad utilizzare software ed hardware; alcuni dentisti possono non essere interessati nell'introduzione dell'aspetto odontotecnico nella pratica clinica, con la possibilità di dover modificare i restauri ottenuti, oltre a dover caratterizzare ed effettuare la glasatura del manufatto prima della cementazione^{lxxxvi}.

2.9 Tecnica sottrattiva-da laboratorio.

I dati tridimensionali di un caso clinico, generalmente si parte da una impronta tradizionale dalla quale si ottiene un modello master in gesso, che viene poi sottoposta a scansione digitale oppure direttamente da una impronta digitale acquisita con uno scanner intra-orale verranno spediti o ad un centro di fresaggio dove sono presenti grandi fresatori a controllo numerico (CNC), oppure vengono realizzati direttamente nel laboratorio odontotecnico nel caso in cui sia presente un fresatore. I fresatori sono apparecchiature di piccole dimensioni, anche se pur sofisticate, non performanti come le macchine CNC che hanno costi sia di acquisto che di gestione totalmente diversi. Di solito i fresatori di laboratorio sono più indicati per la lavorazione di materiali “teneri” come le ceramiche, le resine composite e il peek rispetto ai materiali metallici. Tuttavia, il manufatto protesico, sia che venga prodotto in un centro di fresaggio con macchine CNC o in un laboratorio da un fresatore, riede comunque l’intervento dell’odontotecnico che provvederà alla rifinitura della sottostruttura, stratificazione di materiali di rivestimento estetico (ceramica o composito), lucidatura e rifinitura del materiale estetico utilizzato, colorazione della protesi se realizzata interamente in materiale monolitico ecc. (Fig.22)

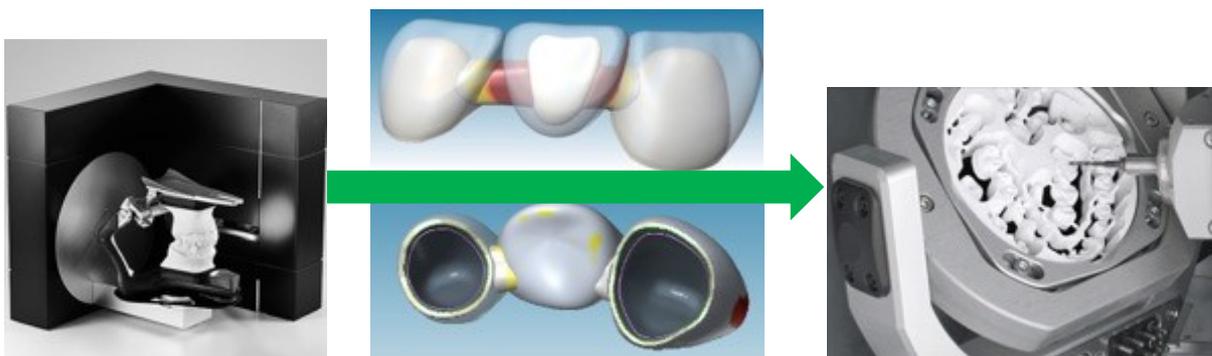


Fig.22 – Filiera della tecnica sottrattiva

3.0 Tecnica Additiva

La tecnica additiva identificata con il termine di Additive Manufacturing (AM) realizza un manufatto

protesico per addizione di materiale rispetto alla tecnica di Subtractive Manufacturing in cui la lavorazione avviene per asportazione di materiale tramite delle frese^{lxxxvii}. Con l'avvento di questa nuova tecnologia la produzione del manufatto protesico non è più legato a grossi centri, ma alla piccola medie imprese grazie alla sensibile diminuzione dei costi di queste tecnologie e alla possibilità di realizzare lavorazioni anche molto complesse impossibili da realizzare con le macchine CNC. Questa particolare tecnologia è comparsa da pochi anni nel mondo del dentale, ma sta avendo dei notevoli sviluppi soprattutto nella ricerca di nuovi materiali impiegabili per questa particolare lavorazione, che per il momento sono abbastanza limitati. Anche nella tecnica di AM, la prima fase è la generazione di un file STL che può essere generato partendo da due strade ben distinte e precisamente: la prima attraverso l'ausilio integrale di software Cad e la seconda con l'impiego di tecniche di Reverse Engineering. Nel mondo dentale la prima strada è quella che maggiormente viene utilizzata l'odontotecnico modella virtualmente al computer un dispositivo protesico, utilizzando particolari e dedicati software di progettazione Cad. La seconda strada la si può utilizzare quando non si dispone di un modello matematico e si procede, mediante tecniche di ingegneria inversa (Reverse Engineering), ovvero si scansiona un oggetto e lo si importa in un ambiente Cad. Dalla scansione di ottengono un certo numero di punti "nuvola di punti" che appartengono alle superficie scansionate. La nuvola viene elaborata tramite CAD o software dedicati per ottenere il modello matematico tridimensionale. In campo dentale un esempio di questa procedure può essere descritta quando il clinico desidera riprodurre tutte le caratteristiche estetiche e funzionali di un provvisorio nel manufatto protesico definitivo. Il clinico può scansionare il provvisorio con uno scanner intra orale oppure eseguire una impronta in alginato da cui si ricava il modello in gesso che può essere scansionato mediante scanner da laboratorio. Dal modello matematico Cad si realizza poi il file di estensione. STL mediante apposite utility di esportazione o direttamente dal Cad qualora questa utility sia integrata oppure si deve prima salvare il progetto in un formato intermedio e poi con software dedicato realizzare il file STL. La produzione del dispositivo consiste nell'inviare alla macchina il file STL e la macchina che lavora con tecnologia di AM deposita del materiale strato per strato fino alla realizzazione dell'oggetto finale. Per la finalizzazione

dell'oggetto sono necessari dei post trattamenti eseguiti manualmente che consistono nella lucidatura e rifinitura del materiale. La risoluzione di una stampante 3D rappresenta lo spessore minimo di materiale con cui una stampante 3D utilizza per realizzare un oggetto. Di solito questa grandezza è espressa in micron e può variare dai 100 ai 300 micron per una comune stampante 3D, quindi minore è il valore di risoluzione, più sottile è lo strato di materiale apposto e quindi più definito è l'oggetto (i layer sono talmente sottili da far sembrare l'oggetto con una superficie particolarmente liscia). Tuttavia per ottenere un alta risoluzione sono necessari tempi più lunghi di lavorazione^{lxxxviii}.

3.1 Tecnologie applicate alle tecniche additive

La Stereo Litographic Apparatus (SLA) è stata la prima tecnologia di Additive Manufacturing messa a punto. Brevettata nel 1986 da Chuck Hull, la tecnologia si basa sulla polimerizzazione di un liquido (resine acriliche o epossidiche) per effetto di un laser. Nella prima fase si predispone il posizionamento finale del pezzo da realizzare su workstation ed eventualmente si generano i supporti. Il laser, focalizzato sul piano di lavoro mediante sistemi ottici, provvede a polimerizzare la prima sezione del prototipo e dopo il piano si abbassa e il procedimento prosegue con la polimerizzazione dello strato successivo. (Fig.23)

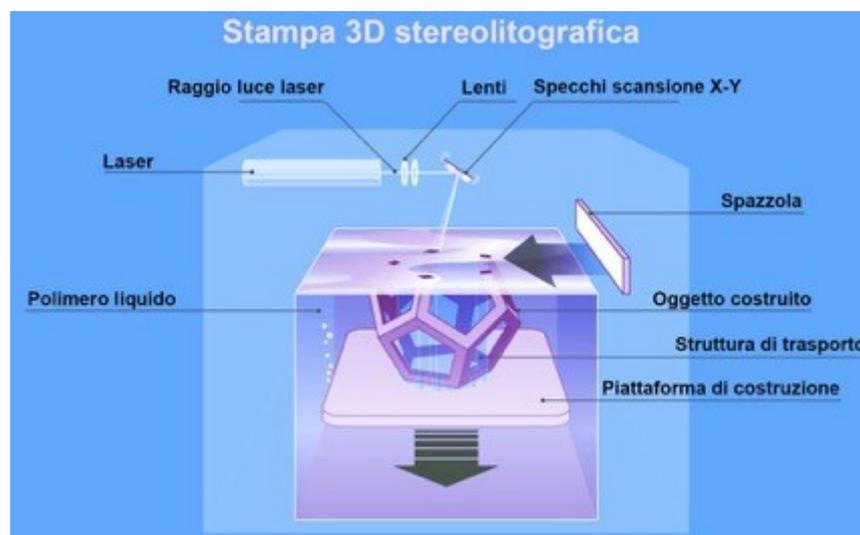
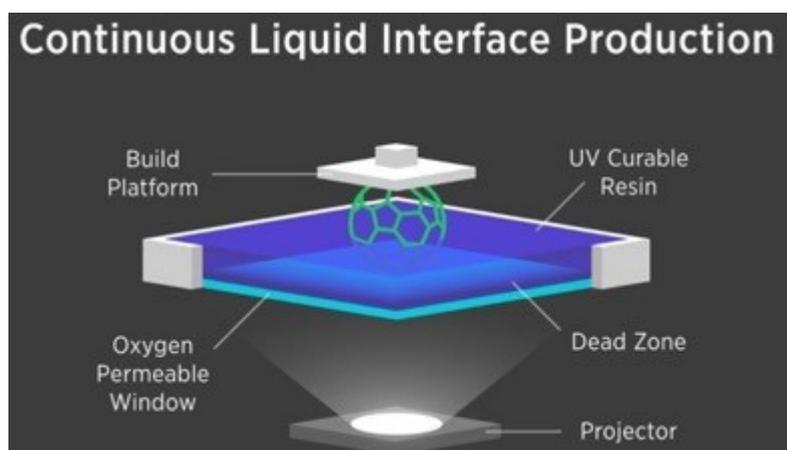


Fig.23 - Schema di funzionamento di una stampante stereolitografica

Per ridurre il tempo di fabbricazione, il laser polimerizza solo i contorni esterni delle superfici e li collega con una struttura a nido d'ape, per cui alla fine della realizzazione il pezzo è esposto a raggi UV mediante apposite lampade per un tempo sufficiente alla completa polimerizzazione. Generalmente in ambito dentale questa tecnologia è impiegata soprattutto per realizzare modelli di lavoro e mascherine chirurgiche per un utilizzo ortopedico e maxillo-facciale, per pianificazione implantare^{lxxxix}. Un'ulteriore tecnologia nell'ambito della tecnica additiva è il fused deposition modeling (FDM). Questa tecnologia è stata sviluppata dalla Stratasys e viene utilizzata nella prototipazione rapida tradizionale: usa un ugello per depositare un polimero fuso su una struttura di supporto, strato dopo strato. Un filamento plastico o un filo metallico è srotolato da una bobina, che fornisce il materiale ad un ugello di estrusione, con il quale è possibile gestire il flusso. L'ugello è riscaldato per poter sciogliere il materiale e può essere guidato sia in direzione orizzontale che verticale da un meccanismo di controllo numerico, cioè seguendo un percorso tracciato da un software CAM. In commercio sono presenti molti materiali che supportano questa tecnica, infatti è largamente utilizzata nel mercato consumer. I più comuni sono: PLA (Acido Polilattico di derivazione organica dal mais), e ABS, (polimero (Acrilnitrile - Butadiene - Stirene)). Tale sistema non viene utilizzato nel campo dentale, ma viene impiegato in ambito medico per la costruzione di scaffold da essere impiegati in ingegneria tissutale.^{xc} Le stampanti 3D Digital Light Processing (DLP) utilizzano tecnologia DLP a Led o LCD per polimerizzare uno strato alla volta il polimero contenuto nella vaschetta presente in forma liquida. (Fig.24)



Il polimero liquido esposto alla polimerizzazione, si indurisce, la piastra di costruzione si muove verso il basso con piccoli incrementi di modo che il polimero liquido è di nuovo esposto alla polimerizzazione, fino alla realizzazione del modello. Terminato il processo di polimerizzazione, il liquido viene drenato dalla vasca, lasciando affiorare il modello solido. La stampa 3D a getto, rispetto alla stereolitografia, è ottimizzata per velocità di lavorazione, costi contenuti e facilità d'uso. Le stampanti con tecnologia DLP possono realizzare oggetti ad alta risoluzione molto velocemente, a differenza delle stampanti laser che devono tracciare ogni singolo elemento dello strato; non sono richieste sostanze tossiche chimiche necessarie per la stereolitografia ed è necessario un lavoro minimo di finitura dopo la stampa. Nel ambito dentale questa tecnologia è in forte espansione grazie alle caratteristiche sopra elencate e viene utilizzata per la realizzazione di modelli di lavoro in ambito maxillo-facciale e/o ortopedico e di provvisori a lungo termine. Un'altra tecnologia che è classificata nella tecnica di AM è la sinterizzazione laser selettiva (SLS). La SLS utilizza un laser per sinterizzare materiali in polveri termoplastiche, metalliche o silicee per la realizzazione di un prototipo. Il processo di realizzazione del prototipo inizia quando la macchina stende un sottile strato di polvere ed il laser provvede alla sinterizzazione ove necessario. (Fig.25)

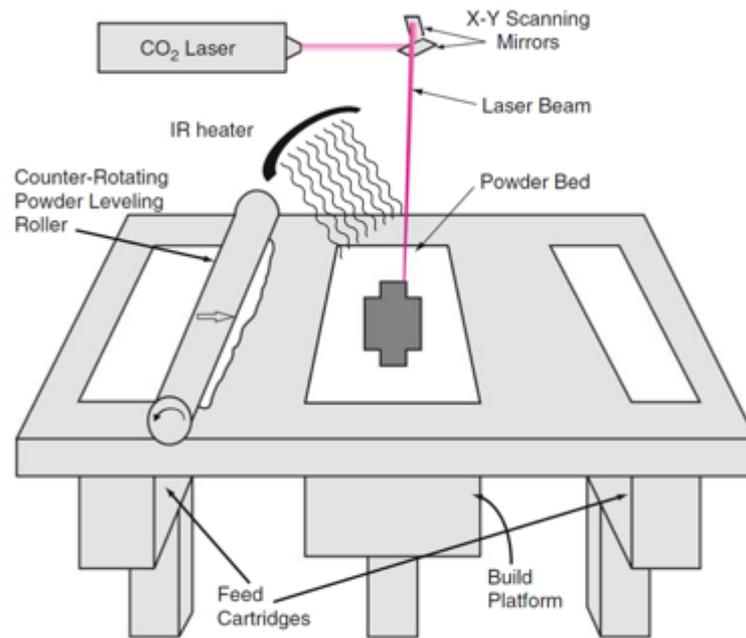


Fig.25 - Schema di lavorazione di una macchina a SLS

In ambito dentale, consiste in un' innovativa metodica di fabbricazione, la quale ci permette di ottenere frameworks, caratterizzati da un'elevata densità strutturale ed elevata precisione geometrica, riducendo poi, i tempi e i costi di produzione, e minimizzando l'incidenza dell' errore umano^{xci}. Sebbene questo sistema, sia in grado di produrre tali dispositivi, utilizzando tutti i tipi di leghe disponibili nel settore odontoiatrico, la letteratura è focalizzata nell'utilizzo delle leghe in Cromo - Cobalto, e pochi sono gli studi riguardanti l'utilizzo delle leghe nobili, probabilmente anche a causa del fattore relativo al costo economico di queste ultime^{xcii}. Per ciò che riguarda la realizzazione della sottostruttura, durante il procedimento di sinterizzazione laser selettiva in particolare, si fondono sottili strati di polveri (0,1 mm di spessore circa) precedentemente distribuiti su di un piano lavorativo mediante l'ausilio di un apposito cilindro livellatore. Le fasi di produzione del dispositivo protesico avvengono all'interno di un ambiente chiuso che contiene azoto gassoso in modo tale da ridurre il rischio di possibili degradazione ed ossidazione delle polveri di metallo. Le polveri sono pre - riscaldate prima di essere poste nel piano di lavoro, dopodiché, sono mantenute a temperatura elevata, precisamente al di sotto della loro temperatura di fusione, tramite l'utilizzo di infrarossi o di sistemi di riscaldamento a resistenza elettrica. Il suddetto pre - riscaldamento delle polveri ed il loro mantenimento alte temperature sono importanti al fine di

ridurre la potenza utile del laser CO₂ e per scongiurare eventuali deformazioni strutturali.^{xciii} Dopo la stesura e la compattazione dello strato di polveri previsto, il fascio laser viene puntato nella zona utile, per fondere così il materiale ed ottenere la massa prefigurata. Le polveri, rimanenti, non considerate dal fascio laser, non sviluppano legami tra loro e vengono quindi utilizzate come scaffold nella stesura degli strati successivi. Normalmente è previsto un determinato tempo di raffreddamento per consentire alle sottostrutture realizzate di raggiungere una temperatura adatta a potere essere maneggiate. I manufatti infine vengono rimossi dalla piattaforma, ripuliti dalle polveri in eccesso e ove necessario ulteriormente rifiniti.^{xciv}

Quando la tecnica non sinterizza ma fonde le particelle di polvere in modo selettivo la tecnologia viene nominata Selective Laser Mating (SLM). Ad oggi sono quattro le diverse tecniche di fusione delle polveri metalliche: 1) liquid - phase sintering; 2) solid - state sintering; 3) chemically - induced binding and 4) full melting. Proprio il meccanismo di full melting, è quello impiegato per la realizzazione delle sottostrutture metalliche dei dispositivi protesici il meccanismo più utilizzato nella lavorazione delle polveri metalliche. Il metodo full melting dà vita a componenti metallici, le quali particelle, sono unite tra loro in maniera estremamente coesa, generando una struttura dalla densità elevata, priva di porosità e dalle ottime proprietà meccaniche.

Capitolo 3: Scopo del progetto di ricerca

La forte spinta da parte dei gruppi industriali nella commercializzazione di nuovi materiali e di nuove tecnologie digitali nel mondo odontoiatrico ha reso il clinico sospettoso sulla reale efficacia delle impronte digitali.

La scarsa diffusione di queste tecnologie all'interno degli ambulatori odontoiatrici e l'ampia gamma di offerte commerciali di sistemi per l'esecuzione di impronte digitali con differenti prezzi e costi di gestione che sono emersi negli ultimi cinque anni ha spinto molti clinici a porsi molte domande sulle reali potenzialità e qualità di questi dispositivi per l'impronta digitale rispetto alla già consolidata e conosciuta metodica tradizionale. Dalle pubblicazioni scientifiche disponibili in letteratura sembrano emergere pareri disomogenei riguardo l'accuratezza delle impronte digitali in casi di riabilitazioni full-arch su impianti. Tuttavia, dall'analisi della letteratura, che verrà descritta in modo dettagliato in seguito, emerge l'adozione di diverse metodologie utilizzate per valutare l'accuratezza di un'impronta digitale, le quali presentano potenziali criticità, dal punto di vista metrologico; conseguentemente risultati molto contraddittori gli uni con gli altri.

Pertanto, sia il grande interesse economico-commerciale che negli ultimi anni si sta sviluppando intorno all'industria dei sistemi digitali nel mondo odontoiatrico, sia la permanente mancanza di ricerche di riferimento per la valutazione dell'accuratezza delle impronte digitali ottenute dagli scanner intra orali, lo scopo di questa tesi di dottorato è di sviluppare una metodologia di valutazione dell'accuratezza per le impronte digitali che segua i protocolli ingegneristici utilizzati nei processi di sviluppo dei prodotti

industriali.

Una volta messa a punto la metodologia di valutazione, l'autore condurrà diverse ricerche nell'ambito implanto-protetico con differenti obiettivi:

- Valutazione dell'accuratezza di tre differenti tecniche di scansione
- Valutazione dell'accuratezza di sei differenti scanner intra-orali
- Comparazione dell'accuratezza dell'impronta digitale con l'impronta tradizionale.

4.1 Analisi della letteratura

Il forte interesse economico che si è venuto a creare intorno all'argomento tecnologie Cad/Cam in ambito odontoiatrico, ha spinto i ricercatori ad investigare su questo argomento. Tuttavia, una gran parte delle ricerche condotte sono state eseguite in ambiente clinico odontoiatrico senza l'ausilio dell'approccio scientifico-tecnico che troviamo tradizionalmente applicato nella indagine di tipo ingegneristico a livello industriale. In letteratura molti sono gli articoli che confermano l'accuratezza dell'impronta digitale per l'acquisizione della posizione di un singolo impianto^{xcv} o di un elemento dentario singolo^{xcvi}. Diversi autori hanno dimostrato che nessuna differenza statisticamente significativa era emersa tra il fit marginale delle corone realizzate partendo da un'impronta digitale confrontate con quelle fabbricate da una impronta tradizionale^{xcvii}. Invece molti sono i pareri discordanti per quanto riguarda l'accuratezza delle impronte digitali in caso di un'arcata completa. Alcuni autori concludono che l'accuratezza delle impronte digitale per una intera arcata è simile a quella ottenuta da una impronta realizzata con metodica tradizionale^{xcviii,xcix}, altri affermano che le impronte digitali sono meno accurate rispetto alle impronte ottenute con la tecnica tradizionale^{c,ci}. Questa non omogenea presenza dei risultati sembra riconducibile alla metodologia di valutazione che gli autori hanno utilizzato per ricavare i valori di "trueness" e "precision" di ogni impronta digitale. Di conseguenza l'autore ha deciso di condurre una ricerca bibliografica sulle metodologie di valutazione utilizzate per stimare l'accuratezza delle impronte digitali in arcate complete.

Per la ricerca bibliografica si è utilizzata principalmente la banca dati medica di PubMed/MEDLINE (US National Library of Medicine, National Institute of Health). Le parole chiavi utilizzate nella ricerca bibliografica sono state prima verificate attraverso il dizionario medico MeSH (US National Library of Medicine, National Institute of Health) e di seguito inserite nel database PubMed/MEDLINE. La ricerca è stata effettuata usando le seguenti parole chiavi: "Intraoral" AND "Scan" AND "Digital" AND "Full-

Arch” AND “Accuracy” AND “Dental” AND “Implants” AND “Scanning” AND “Impression”. Alcune pubblicazioni non presenti nell’archivio di PubMed poiché meno recenti, sono state reperite tramite il motore di ricerca Google Scholar. (Tab. 1)

Parole Chiavi	Risultati
Digital Implant Impression	86
Intraoral Scan Impression Full Arch	9
Intraoral Scan Impression Dental Implants	16
Digital Impression Full Arch	38

Tab.1- Analisi della ricerca bibliografica con le seguenti parole chiavi

Dalla ricerca che è stata condotta tra il 2014 e il 2015 sono emersi differenti articoli, tuttavia anche nell’anno 2016 e nella prima metà del 2017, durante la stesura di questa tesi, sono emersi alcune ricerche che trattavano lo stesso argomento, quindi inseriti nell’analisi bibliografica. Gli articoli che sono stati selezionati sono stati in totale 8:

Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. Int J Comput Dent. 2011;14(1):11-21.

Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. J Prosthet Dent. 2013 Feb;109(2):121-8.

Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. Clin Oral Investig. 2014 Jul;18(6):1687-94.

Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Jul-Aug;29(4):853-62.

Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*. 2015 Jan;46(1):9-17

Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Jan;17 Suppl 1:e54-64.

Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant Dent*. 2015 Oct;24(5):498-504.

Giménez B, Pradies G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Jan-Feb;30(1):56-64.

Invece gli articoli selezionati nell'anno 2016 e nella prima metà del 2017 sono in totale 4:

Papaspnyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Apr;27(4):465-72.

Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2017 Jun;28(6):648-653. doi: 10.1111/clr.12853.

Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspnyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Dec 31. doi: 10.1111/clr.12994.

Dei totali 12 articoli, 3 studi sono stati condotti da Ender A e Mehl A, 4 sono stati proposti da Giménez B et al., 2 da Papaspyridakos et al. e 2 da Güth et al, quindi verranno raggruppati ed analizzati per autore.

Ender e Mehl sono stati i primi a pubblicare ricerche sull'accuratezza delle impronte digitali in arcate complete. Il loro primo articolo pubblicato nel 2011^{cii} rappresenta l'articolo "pioniere" da cui molti altri autori hanno preso spunto e riferimento. In tutti e tre gli articoli^{ciii,civ,cv}, gli autori utilizzano il medesimo modello master in Cromo-Cobalto che rappresenta un mascellare in cui sono presenti due elementi dentari preparati a moncone con margine di chiusura a chamfer (elementi 25 e 27) ed un elemento preparato per un la cementazione di un inlay (elemento 15). (Fig.1)

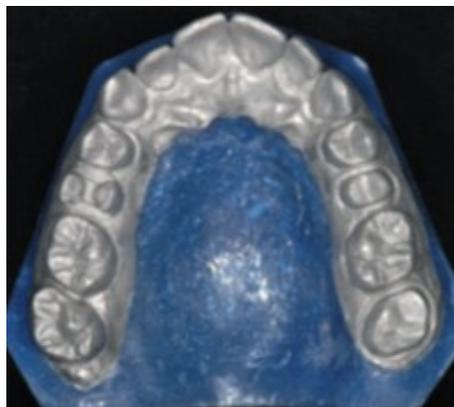


Fig.1 - Modello master utilizzato da Ender e Mehl

In tutti e tre gli articoli gli autori utilizzano la medesima metodologia di valutazione, il cui primo step consiste nello scannerizzare il modello master con uno scanner di riferimento (Infinite Focus Standard, Alicona Imaging, Graz, Austria) ed importarlo in ambiente Cad. Successivamente vengono eseguite le impronte sul modello master sia utilizzando diversi scanner intra orali sia differenti materiali per la presa d'impronta con metodica tradizionale. Le impronte ottenute con metodica tradizionale vengono

colate in gesso. Successivamente, i modelli in gesso sono scansionati con lo stesso scanner di riferimento. Le impronte digitali e i modelli in gesso importati in ambiente Cad sono analizzati con l'ausilio di un software (Alicona IFM Software, Alicona Imaging, Graz, Austria). Il software, grazie ad un algoritmo di "best fit" di allineamento, calcola i valori delle deviazioni tra i test (impronta digitale e modello da impronta tradizionale) e il modello master. In questo modo gli autori ottengono la "trueness", invece la "precision" viene calcolata confrontando le impronte realizzate con il medesimo scanner intra orale e/o materiale per impronta tradizionale tra di loro. Nel loro primo articolo gli autori concludono che le impronte tradizionali e le impronte digitali hanno dei valori di "trueness" (impronta tradizionale $55 \pm 21.8 \mu\text{m}$, LAVA COS $40.3 \pm 14.1 \mu\text{m}$; CEREC Bluecam $49 \pm 14.2 \mu\text{m}$) e di "precision" (impronta tradizionale $61.3 \pm 17.9 \mu\text{m}$, LAVA COS $60.1 \pm 31.3 \mu\text{m}$; CEREC Bluecam $30.9 \pm 7.1 \mu\text{m}$) sovrapponibili, quindi le due tecniche sono equivalenti in termini di accuratezza^{cv}. A fronte di questo , in un altro studio condotto con la medesima metodologia di valutazione, gli stessi autori concludono che le impronte tradizionali mostrano valori di "trueness" ($20.4 \pm 2.2 \mu\text{m}$) e di "precision" ($12.5 \pm 2.5 \mu\text{m}$) migliori rispetto a quelli ottenuti con le impronte digitali eseguite con lo scanner intra orale CEREC Bluecam ("trueness" : $58.6 \pm 15.8 \mu\text{m}$; "precision" : $32.4 \pm 9.6 \mu\text{m}$)^{cvii}. Invece nel loro ultimo articolo^{cviii} , in cui viene utilizzato il medesimo modello master con differenti materiali da impronta tradizionale e differenti sistemi di scanner intra orali, concludono che le impronte digitali non mostrano una maggiore accuratezza rispetto alle impronte rilevate con la metodica tradizionale. I valori di accuratezza che riportano riguardo lo scanner intra orale CEREC Bluecam sono per la "trueness" di $29.4 \pm 8.2 \mu\text{m}$ e per la "precision" di $19.5 \pm 3.9 \mu\text{m}$. In tutte e tre gli articoli lo scanner CEREC Bluecam è stato utilizzato per la rilevazione delle impronte digitali e presenta dei risultati contraddittori, nonostante si fosse utilizzato il medesimo modello master e la stessa metodologia di valutazione. Da questo si può concludere che una metodologia di valutazione non ben collaudata può creare dei risultati contraddittori. Andando ad analizzare la metodologia di valutazione possiamo evidenziare alcuni punti di criticità. Il primo è riconducibile al sistema di acquisizione che Ender e Mehl utilizzano come strumento per la calibrazione del modello master, che è un microscopio con la caratteristica di misurazione della

profondità (Infinite Focus Standard, Alicona Imaging, Graz, Austria), un strumento valido come sistema di acquisizione ma non tra i migliori presenti in commercio. Un secondo punto di criticità può essere visto dalla non conoscenza delle dimensioni reali del modello master nei tre assi cartesiani (x,y,z), quindi gli autori non possono conoscere di quanto il modello master fisico discosta, dal punto di vista dimensionale dal modello master digitale. Un terzo aspetto di criticità si riscontra nella fase dell'analisi di posizione tra il modello nominale e le varie impronte. Gli autori utilizzano un software di matching (IFM software 3.5.0.1, Alicona Imaging, Graz, Austria) che consente di eseguire un test di allineamento tra due superfici. Questa sovrapposizione viene eseguita sfruttando un algoritmo di best fit di allineamento che si basa sul principio della deviazione Euclidea. Tuttavia, a causa della mancanza di forme geometriche di riferimento su cui poter costruire delle feature di riferimento per poter ricavare le deviazioni rispetto al modello master, gli errori di posizione vengono calcolati esclusivamente per allineamento di mesh. La "trueness" che descrive la distanza spaziale tra l'oggetto test (impronta digitale e/o impronta tradizionale) e il riferimento (modello master), è stata calcolata come la media dei valori assoluti delle deviazioni euclidee di ogni impronta rispetto al modello master. I valori medi delle deviazioni euclidee (trueness) sono stati calcolati per ogni gruppo e i tre valori finali sono stati utilizzati per confrontare i diversi flussi di lavoro, invece la "precision" viene calcolata confrontando ogni singola mesh l'una con l'altra utilizzando l'algoritmo di best fit di allineamento.

Patzelt et al.^{cix} nel loro articolo pubblicato nel 2014 , utilizzando sempre un modello master in poliuretano che rappresentava 14 elementi dentari , confrontano 4 differenti tipi di scanner intra-orali (iTero, CEREC AC Bluecam, Lava C.O.S., and Zfx IntraScan). Come sistema di acquisizione di riferimento gli autori utilizzano uno scanner industriale (IScan D101, Imetric 3D GmbH, Courgenay, Switzerland) e utilizzando l'algoritmo di best fit attraverso il software (Geomagic Qualify™ 2012, Geomagic, Morrisville, USA) hanno ricavato i valori delle deviazioni rispetto al modello master (trueness) e tra le impronte digitali eseguite con lo stesso scanner intra-orale (precision) con delle immagini codificate espresse con una scala cromatica. (Fig.2)

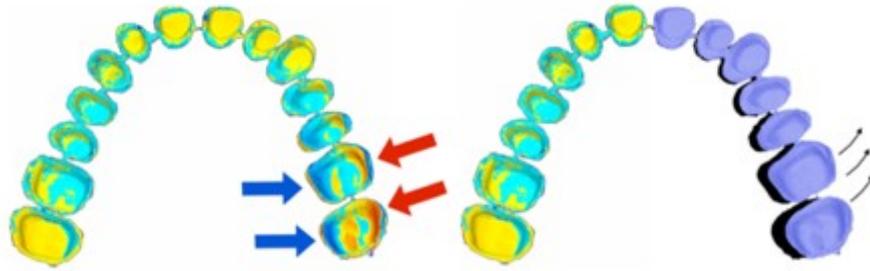


Fig.2 - Errore di posizione rispetto al modello master espresso con scala cromatica.

I risultati per la “trueness” ottenuti con questa metodologia variano da i $38.0 \pm 14.3 \mu\text{m}$ dello scanner Lava C.O.S., $49.0 \pm 13.6 \mu\text{m}$ per iTero, $73.7 \pm 26.6 \mu\text{m}$ per Zfx IntraScan e $332.9 \pm 64.8 \mu\text{m}$ per CEREC AC Bluecam, invece la “precision” ottenuta varia da i $37.9 \pm 19.1 \mu\text{m}$ dello scanner Lava C.O.S., $40.4 \pm 11.3 \mu\text{m}$ per iTero, $90.2 \pm 26.7 \mu\text{m}$ per Zfx IntraScan e $99.1 \pm 37.4 \mu\text{m}$ CEREC AC Bluecam. La metodologia di valutazione descritta da Patzelt è molto simile a quella proposta da Ender e Mehl^{cx,cxi,cxii}. Tuttavia, sono presenti alcune differenze come l’utilizzo di uno scanner industriale come strumento di riferimento mentre la valutazione dell’errore di posizione avviene ancora mediante la stessa metodologia di elaborazione dei dati.

Nel lavoro pubblicato da Papaspyridakos et al.^{cxiii} gli autori utilizzano un modello master in gesso che rappresenta una mandibola edentula in cui sono posizionati cinque impianti ad esagono interno in zona intraforamica (Fig.3) per la valutazione di uno scanner intra-orale, il Trios (3Shape, Danemark) mentre gli altri gruppi sono costituiti da impronte tradizionali dalle quali viene ricavato il modello in gesso, che a sua volta viene sottoposto a scansione per essere importato in ambiente Cad.



Fig.3 - Modello master con Scan-body utilizzato da Papaspyridakos et al e da Amin et al.

Come sistema di acquisizione di riferimento usufruiscono di uno scanner industriale IScan D101 (Imetric 3D GmbH, Courgenay, Switzerland), il quale veniva utilizzato anche per scansionare i modelli in gesso ricavati dalle impronte tradizionali ed il software Mimics (Materialise, Leuven, Belgium) per eseguire gli allineamenti tra mesh con l'ausilio di un algoritmo di best fit di allineamento. Tuttavia, gli autori descrivono di utilizzare l'impianto in 2^a posizione come "figura" di riferimento per l'allineamento tra le mesh e l'errore quadratico medio (RMS) per ricavare i valori della "trueness" e "precision" per ogni gruppo. In un altro articolo pubblicato circa un anno dopo gli stessi autori^{cxiv} utilizzano il medesimo modello master ma includono nella ricerca due differenti tipi di scanner intra-oral (CEREC Omnicam e 3M True Definition) oltre al gruppo delle impronte tradizionali eseguite con del polietere (Impregum, 3M, Germany). Il sistema di riferimento utilizzato per calibrare il modello master è stato un altro scanner industriale Activity 880 scanner (Smart Optics, Bochum, Germany) ed il software per eseguire l'allineamento era Geomagic Control 2015^{cxv} (3D systems, Morrisville, USA) che utilizza l'algoritmo di best-fit di allineamento per ricavare le deviazioni tra il gruppo test ed il modello master. Inoltre gli autori utilizzano la formula dell'errore quadratico medio per compensare i possibili segni positivi e negativi dei dati delle deviazioni. In entrambe le ricerche, come anche in quella di Patzelt et al.^{cxvi} gli autori utilizzano uno scanner industriale per calibrare il modello master. Tuttavia questi strumenti dovrebbero essere opportunamente validati poiché la determinazione degli errori non è universalmente standardizzata quindi strumenti differenti potrebbero portare a

calibrazioni diverse e quindi risultanze diverse nelle sperimentazioni. Un altro punto di criticità può essere evidenziato dal fatto che gli autori eseguono un allineamento per mesh e non per feature geometriche, anche se il modello master di Papaspyridakos et al.^{cxvii} e di Amin et al.^{cxviii} rappresenti un arcata edentula in cui sono posizionati impianti con scan-body, quindi figure geometriche ben evidenziabili, ciò che Patzelt et al.^{cxix} e Ender e Mehl^{cxx,cxxi,cxxii} non presentavano. In ultimo, gli autori Papaspyridakos et al.^{cxiii} e Amin et al.^{cxiv}, anche se descrivono di seguire la metodologia di calcolo della “trueness” e della “precision” secondo l’articolo di Ender e Mehl^{cxv}, riportano soli i risultati delle trueness con la relativa deviazione standard che può essere interpretata come “precision”. La media dei valori delle deviazioni di posizione trovate sono rispettivamente 167.93 µm (SD 50.37) per il gruppo impregum; di 46.41 µm (SD 7.34) per lo scanner CEREC Omnicam e di 19.32 µm (SD 2.77) per lo scanner 3M True Definition. Invece nel primo articolo di Papaspyridakos un’analisi delle distanze è stata effettuata con un valore medio per il gruppo impronta digitale di 19,38 µm (11,54 – 26,21 µm).

Giménez et al.^{cxvii,cxxviii,cxxix} pubblicano quattro diversi articoli sulla valutazione dell’accuratezza dell’impronta digitale eseguite in un caso di riabilitazione full-arch su impianti, tuttavia queste ricerche possono essere considerate come una , in quanto si differenziano tra di loro solo per i differenti sistemi di scansione intra orale. Il modello master in resina (Frasaco, Greenville, NC, USA) utilizzato rappresentava una mandibola in cui erano posizionati 6 impianti (Certain 4, 1/11 mm, Biomet 3i, Palm Beach Gardens, FL, USA) posizionati a livello degli incisivi laterali (12,22), dei secondi premolari (15,25), e due secondi molari (17,27). Gli impianti sono collocati nelle seguenti angolazioni e profondità: gli impianti in posizione 17 e 27 a 0 ° e 0 mm di profondità (livello del margine gengivale); l’impianto in posizione 15 con angolo distale di 30 ° e profondità di 0 mm; l’impianto 25 con angolo 30 ° mesiale, profondità 0 mm; il n. 12 a 0 ° e 4 mm di profondità; e l’impianto n. 22 a 0 ° con profondità di 2 mm. Il tessuto gengivale veniva simulato con silicone (Vestogum, 3 M ESPE, St Paul, MN, USA). I sei scan-body sono stati prodotti in peek con una altezza di 8 mm (Createch Medical, Crech Medical S.L., Mendaro, Spagna). (Fig. 4.)

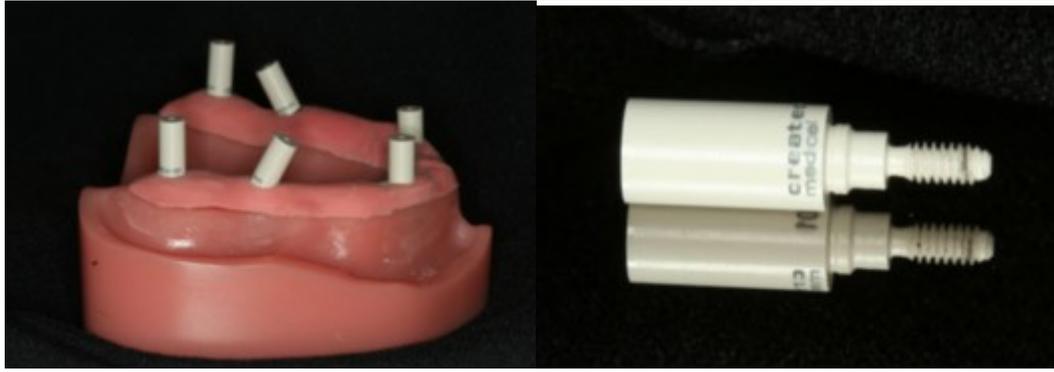


Fig.4 - Modello master e Scan-body utilizzati da Giménez et al.

Il sistema di acquisizione di riferimento utilizzato per calibrare il modello master è una CMM (Coordinate Measurement Machine) (Crista Apex, Mitutoyo) presente in un laboratorio di metrologia indipendente. L'accuratezza della CMM è stata certificata dall'Ente Nazionale di Accreditamento con un errore massimo ammissibile per la misura di lunghezza ($1,9 + 3 L / 1000 \mu\text{m}$) secondo normativa ISO 10360-2, per la verifica delle prestazioni della macchina di misura a coordinata^{cxxx}. A secondo della pubblicazione gli autori hanno utilizzato differenti scanner intra-orali: Lava Chairside Oral Scanner (3M ESPE)^{cxxx}ⁱ; iTero (Cadent)^{cxxx}ⁱⁱ; Cerec AC Bluecam (Sirona)^{cxxx}ⁱⁱⁱ, 3D Progress (MHT)^{cxxx}^{iv} e Zfx Intrascan (Zimmer Dental)^{cxxx}^v con cui hanno eseguito impronte digitali del modello master per valutare l'accuratezza secondo parametri clinici quali : angolazione dell'impianto, profondità dell'impianto ed esperienza dell'operatore. Rispetto ai precedenti articoli in cui gli autori rilevavano gli errori di posizione delle impronte digitali rispetto al modello master, in questa ricerca gli autori eseguono un'analisi di distanza (27-25, 27-22, 27-12, 27-15 e 27 - 17)(Fig.5) tra i punti centrali dei rispettivi impianti.

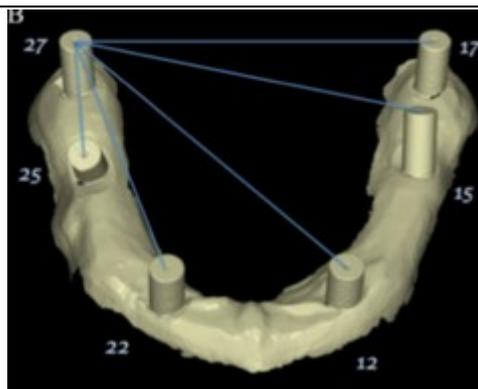


Fig.5 - Analisi delle distanze

Le distanze sono state utilizzate per valutare l'accuratezza dello scanner intra orali. Per individuare il punto centrale dello scan-body, sono stati importati in un software di reverse engineering (Rapidform) il file STL delle impronte digitali e il Cad originale utilizzato per la produzione degli scan-body. Gli scan-body delle impronte digitali sono stati isolati e accoppiati con i rispettivi del Cad originale, in questo modo è stato determinato l'asse dello scan-body e quindi stabilito il punto centrale per ogni scan-body. (Fig.6)

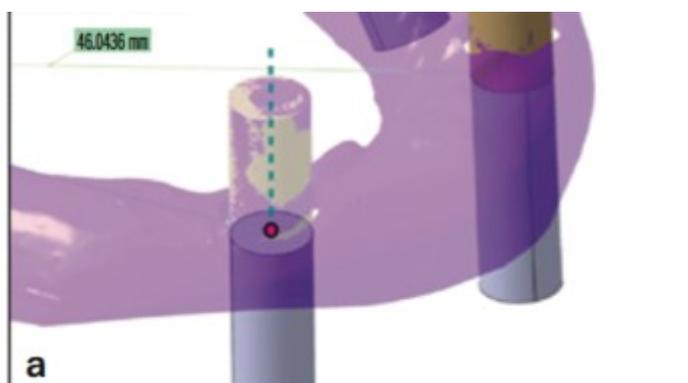


Fig.6 - Rappresentazione della individuazione del punto centrale sul STL

Il punto centrale individuato sullo scan-body a livello dell'impianto in posizione 27 è stato considerato come il punto di riferimento per le misurazioni. Vengono calcolate le distanze (27-25, 27-22, 27-12, 27-15 e 27 -17) tra i punti centrali degli scan-body dell'impronta digitale. Le stesse distanze sono state calcolate sul modello master misurato con la CMM e, in ultimo, l'analisi delle distanze è stata condotta

utilizzando la seguente formula: distanza impronta digitale – distanza nel modello master.(Fig.7)

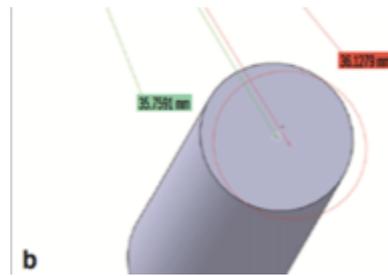


Fig.7 - Rappresentazione dell'analisi delle distanze

La metodologia di valutazione descritta da Gimenez et al. rappresenta una valida tecnica in quanto una macchina CMM viene utilizzata come sistema di acquisizione di riferimento rispetto agli autori precedenti che utilizzavano uno scanner industriale, tuttavia solo un'analisi di distanza viene eseguita dagli autori, i quali potevano condurre anche un'analisi di posizione che sarebbe risultata utile per poter valutare in modo completo l'accuratezza dei diversi scanner intra orali.

Uno degli ultimi articoli che andremo ad esaminare è quello pubblicato da Güth JF et al.^{cxv}, i quali propongono alla comunità scientifica odontoiatrica una nuova metodologia di valutazione dell'accuratezza delle impronte digitali in casi di arcate complete. Gli autori utilizzano un modello master in poliuretano che rappresenta una mandibola completa di tutti gli elementi dentari in cui è inserita una barra in metallo che connette l'elemento 37 a 47. (Fig.8)

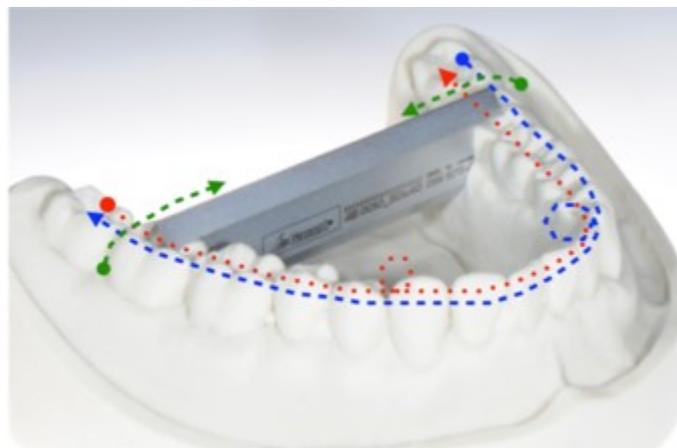


Fig.8 - Modello master utilizzato da Güth JF et al.

Il modello master, o meglio la barra in acciaio di riferimento, veniva calibrata utilizzando una CMM (Mitutoyo Crysta Apex C 574; Createch Medical, Mendaro, Spain; software: MCOSMOS Mitutoyo Software; Mitutoyo, Neuss, German). Successivamente gli autori sviluppano due gruppi test: uno formato da impronte digitali ottenute con uno scanner intra-orale True Definition Scanner (3M ESPE) ed un altro costituito da impronte tradizionali realizzate con un polietere (Impregum, 3M ESPE) i cui modelli in gesso ricavati vengono importati in ambiente Cad tramite uno scanner da laboratorio (D810, Dental Manager 2013–1; 3shape, Copenhagen, Denmark, distribuito da BEGO GmbH & Co. KG, Bremen, Germany with an open STL interface). Tutti i dati STL ricavati dai due gruppi test e quelli ricavati dalla calibrazione del modello master vengono importati in un software metrologico Geomagic Qualify (Geomagic, Morrisville, NC, USA). Con l’ausilio della funzione “contact feature mode” vengono creati due piani sulla superficie della barra da cui si sono ricavati due punti. Questa procedura viene realizzata su tutti i file STL importati in Geomagic per determinare la lunghezza della barra(Fig.9)

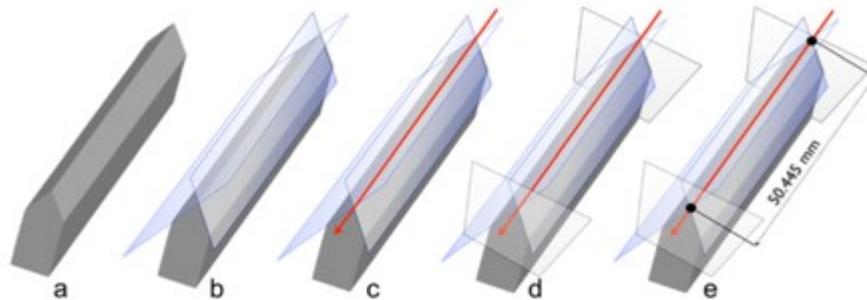


Fig.9 - Schema dell'individuazione di due punti sulla barra

La lunghezza veniva ricavata dalle coordinate dei due punti (x,y,z) utilizzando la formula Euclidea che consente di trasferire le coordinate in distanza:

$$L = \sqrt{(x_{P4}-x_{P3})^2 + (y_{P4}-y_{P3})^2 + (z_{P4}-z_{P3})^2}$$

Eseguendo una semplice sottrazione veniva ricavata la deviazione della lunghezza della barra rispetto a quella misurata con la CMM (R): $\Delta L = L - R$. Oltre alla lunghezza della barra, gli autori hanno calcolato

anche la traslazione dei punti negli assi (x' , y' , z') e degli angoli formati tra le due superfici, tuttavia le tre modalità di valutazione dell'accuratezza sono sovrapponibili. I risultati emersi indicano che il gruppo impronta tradizionale presenta una media di deviazione rispetto al modello master di $77\mu\text{m}$ con una deviazione standard di $36\mu\text{m}$ invece il gruppo impronta tradizionale $89\mu\text{m}$ con una deviazione standard di $48\mu\text{m}$. La metodologia di valutazione descritta dagli autori presenta un protocollo innovativo nel mondo odontoiatrico. Rispetto alle precedenti metodologie gli autori hanno inserito un oggetto con figure geometriche ben definite (barra metallica) su cui poter costruire delle feature per poter valutare in modo attendibile le deviazioni delle impronte digitali. Questo procedimento risulta essere valido dal punto di vista metrologico per eseguire delle misurazioni dettagliate ma non altrettanto rilevante dal punto di vista odontoiatrico in quanto il modello master non rappresenta una realtà clinica. Un altro punto di criticità può essere riscontrato dalla complessità geometrica del modello master e dalla finitura lucida della barra che può influenzare la presa d'impronta digitale in quanto lo scanner utilizzato necessita l'opacizzazione dell'oggetto da scansione. Ultimo articolo selezionato e pubblicato durante il corrente anno è quello di Vandeweghe S et al.^{cxxxvii}, in cui viene valutata la "trueness" e la "precision" di quattro differenti scanner intra-oral: Lava C.O.S. (3M ESPE), True Definition Scanner (3M ESPE), Cerec AC Omnicam (Sirona) e Trios (3Shape) utilizzando un modello master in resina in cui veniva rappresentata una mandibola contenente sei impianti ad esagono interno (IBT, Southern Implants Irene, South Africa). Gli autori, per calibrare il modello master, utilizzano uno scanner industriale (104i, Imetric, Courgenay, Switzerland) e il software Geomagic Qualify (Geomagic, Morrisville, NC, USA) per eseguire gli allineamenti tra mesh. La metodologia di valutazione seguita dagli autori è simile a quella di Ender e Mehl^{cxxxviii,cxxxix,cxl}.

4.2 Protocollo della Metodologia di valutazione

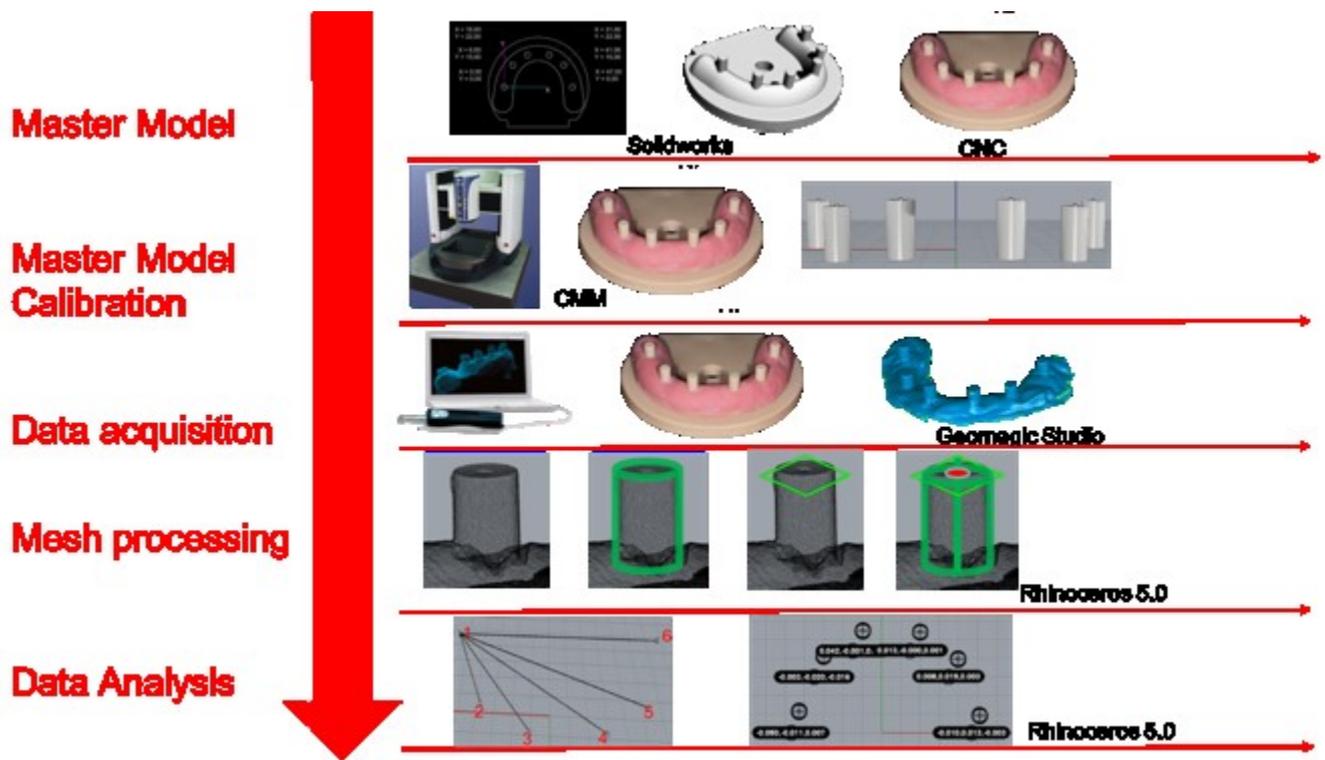


Fig.10 – Diagramma di flusso del protocollo della metodologia di valutazione

Dalla analisi della letteratura sono emerse diverse procedure di valutazione dell'accuratezza di differenti scanner intra-orali che presentano pro e contro. Per lo sviluppo di un metodo di analisi in grado di ovviare ai limiti evidenziati in procedura si è operato per fasi a partire dalla progettazione del modello master. Alcuni autori sopra citati utilizzano un modello master che rappresenta una arcata dentale in cui sono presenti degli elementi dentali^{cxli,cxlii,cxliii,cxliv,cxlv}, altri invece eseguono le loro misurazioni su un modello master in cui sono presenti degli impianti dentali^{cxlvi,cxlvii,cxlviii,cxlix,cl,cli,clii}. L'autore, per la realizzazione del suo protocollo di ricerca ha deciso di progettare un modello master che rappresenti una arcata in cui sono stati inseriti sei impianti che necessitano una riabilitazione totale denominata Toronto-bridge. La scelta è ricaduta su questa tipologia di modello master in quanto gli scan-body, utilizzati per la presa di impronta digitale, possono essere associati a entità geometriche note su cui è possibile la creazione di feature matematiche. Guth et al.^{cliii} nella loro ricerca, in cui viene utilizzato un modello

master che rappresenta una arcata dentale completa, hanno dovuto inserire una barra per poter eseguire un allineamento per punti e non per mesh.

Il protocollo di metodologia di valutazione è stato quindi suddiviso in quattro fasi differenti:

1. Progettazione e realizzazione del Modello Master
2. Calibrazione del Modello Master
3. Procedura di Elaborazione delle Mesh
4. Analisi dei Dati.

4.2.1 Progettazione e realizzazione del Modello Master

Partendo da un caso clinico reale di un paziente che necessita di una riabilitazione mediante protesi totale fissa su impianti è stato progettato il modello master. Inizialmente una protesi mobile totale è stata realizzata e successivamente grazie all'ausilio di uno scanner industriale (104i, Imetric, Courgenay, Switzerland) è stata importata in ambiente CAD (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Waltham, MA, USA). Dalla protesi mobile, utilizzata come provvisorio sono state progettati degli scan-body per identificare le sedi dove inserire gli impianti dentali. (Fig.11)

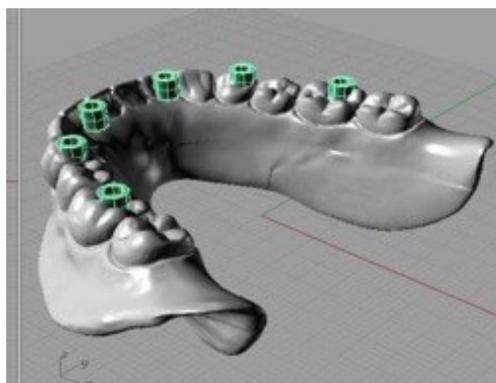


Fig.11 - Protesi mobile in ambiente Cad con l'inserimento degli scan-body

A differenza degli altri modelli master presentati in letteratura in cui sono presenti gli impianti dentali sui quali avvitare gli scan-body o i transfer, l'autore decide di progettare il nominale in unico pezzo in

cui gli scan-body sono rappresentati sotto forma cilindrica in modo che siano presenti delle figure geometriche definite per la successiva analisi (Fig.12)



Fig.12 - Modello Master realizzato in ambiente Cad.

Gli analoghi virtuali sono stati numerati da 1 a 6, considerando come primo quello situato nella posizione 46. Sul modello gli analoghi sono stati collocati con distanze e altezze diverse tra loro. Tutti i cilindri che rappresentano gli scan-body sono stati progettati con un diametro di 4 mm. Visionando il modello Cad progettato lungo l'asse z, gli scan body 3 e 4 sono stati collocati ad una altezza di 14 mm rispetto alla base del modello, gli scan body 2 e 5 ad una altezza di 12.8 mm rispetto alla base del modello e gli scan body 1 e 6 ad una altezza di 13 mm. Nella visione lungo l'asse x, il punto centrale dello scan body in posizione 1 dista 47 mm dal punto centrale dello scan body in posizione 6 ,35 mm la distanza tra il punto centrale dello scan body 2 e quello dello scan body 5 e 14 mm la distanza tra il punto centrale dello scan body 3 rispetto al punto centrale dello scan body in posizione 4. Nella figura seguente sono riportate alcune quote del modello master progettato in ambiente Cad. (Fig. 13)

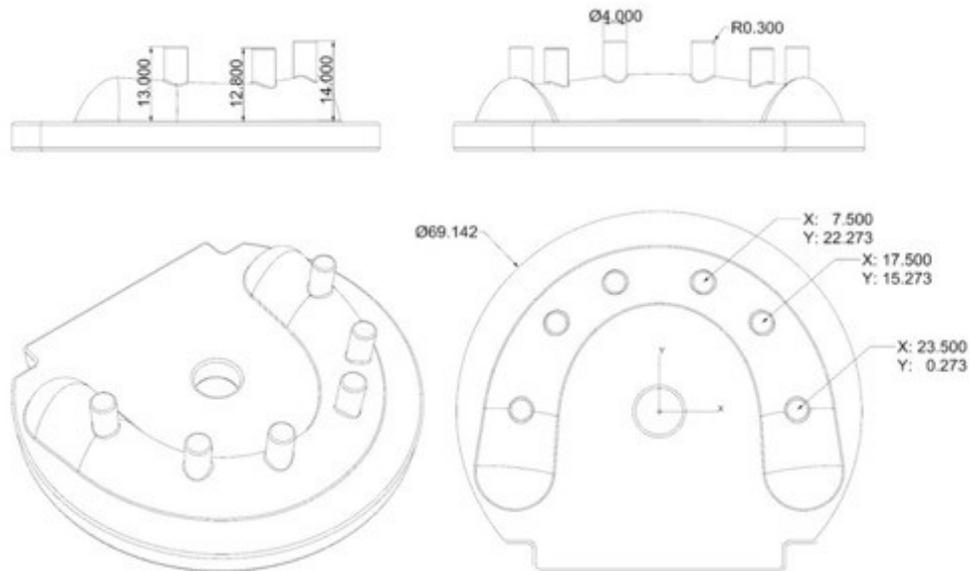


Fig.13 - Progetto Cad con relative quote del modello master

Il modello master è stato realizzato in zirconia (Katana ML 1150 MPa, Kuraray, Tokyo, Japan) per fresatura da una macchina CNC (Dyamach Italia s.r.l., Mussolente VI, Italy). Il tessuto gengivale viene simulato con silicone (Vestogum, 3 M ESPE, St Paul, MN, USA). (Fig.14)



Fig.14 - Modello Master con la gengiva simulata.

4.2.2 Calibrazione Modello Master

Una volta realizzato, il modello master è stato tarato utilizzando una macchina di misura a coordinate CMM (Coordinate Measuring Machine), un dispositivo meccanico per misure dimensionali. Il macchinario utilizzato è una SmartScope flash CNC300 (Optical Gaging Products, Rochester, NY, USA) (Fig.15). Essa si avvale di una sonda a contatto ed è dotata di un sistema di coordinate a tre assi (X –Y– Z) lungo i quali si sviluppavano i movimenti della macchina. Il sistema a contatto è Renishaw: il tastatore è costituito da una sfera in rubino sintetico, \varnothing 1.5mm, con stelo in carburo di tungsteno, 30mm; il campo di misura (XYZ): 300 x 300 x 250 mm; la risoluzione delle scale: 0,5 μ m.



Fig.15 - Smart Scope flash CNC300

Il sistema di misurazione è stato scelto perché caratterizzato da un errore massimo ammissibile almeno (E , in micron) cinque volte più basso delle performance degli scanner comunemente utilizzati a livello clinico: $E1(z) = 2.5 + 5L/1,000 \mu\text{m}$, $E2(xy) = 1.8 + 5L/1,000 \mu\text{m}$, $E3(xyz) = 2.8 + 5L/1,000 \mu\text{m}$ (con L , espressa in millimetri, uguale alla distanza misurata in accordo alla normativa ISO 10360-2 dell'

La procedura di calibrazione prevede l'acquisizione delle informazioni geometriche degli scan-body e della loro posizione.

1. Per prima cosa si definisce un sistema di riferimento sul master:

1.1. Viene acquisito il piano superiore della base con 12 punti e viene definito come piano XY

(Fig.16).



Fig.16 - Punti sul piano XY

1.2. Viene acquisita la circonferenza esterna con 8 punti e il suo centro viene definito come origine del sistema di riferimento (Fig.17).



Fig.17 - Punti sulla circonferenza esterna

2. Successivamente si identificano in via preliminare gli assi degli scan-body misurando i cilindri con 6 punti.
3. Una volta definita la posizione degli scan-body è possibile acquisirli in modo accurato, per ogni scan-body si procede nel seguente modo:
 - 3.1. Misurazione di 9 punti sul piano superiore (Fig.18)

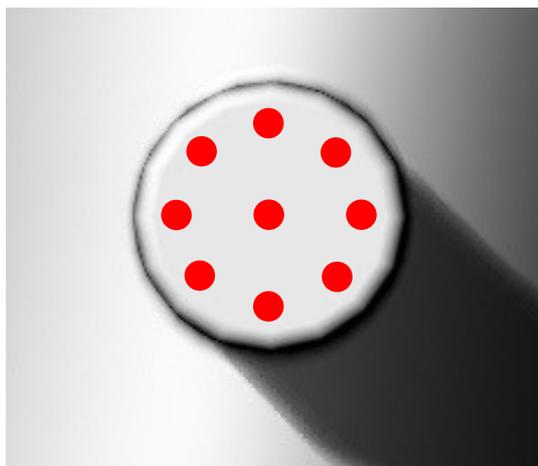


Fig.18 - Punti sul piano superiore

3.2. Acquisizione di 4 sezioni circolari ortogonali all'asse del cilindro composte da circa 260 punti

(Fig.19).

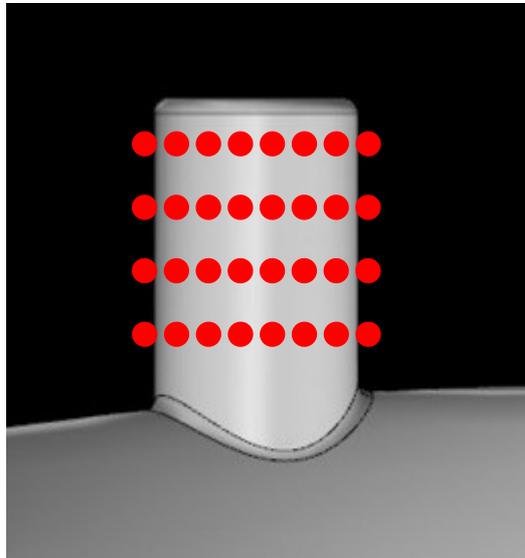


Fig.19 - Sezioni circolari

4. Infine si procede alla costruzione degli elementi geometrici necessari
 - 4.1. Costruzione di un piano di fitting attraverso i 9 punti misurati sopra.
 - 4.2. Costruzione dei cilindri di fitting sulle 4 sezioni circolari.
 - 4.3. Costruzione di un asse del cilindro come retta di fitting attraverso i centri delle 4 sezioni.
 - 4.4. Intersezione dell'asse di tale cilindro con il piano superiore per definire un punto di riferimento per ogni singolo scan-body.

5. Le informazioni in output , oggetto di indagine , sono:
 - 5.1. Coordinate dei punti di riferimento dei singoli scan-body.
 - 5.2. Planarità dei piani superiori degli scan-body.
 - 5.3. Rettilineità degli assi dei cilindri calcolati come fitting dei centri delle sezioni.
 - 5.4. Diametro e errore di forma dei cilindri calcolati.

4.2.3 Procedura di Elaborazione delle Mesh

La procedura di elaborazione delle mesh prevede due macro-fasi. La prima prevede la pulizia delle mesh da immagini che non sono inerenti al modello master. Questa procedura viene effettuata grazie all'ausilio del programma Geomagic Studio 12 (Geomagic, Morrisville, NC, USA).(Fig.20)

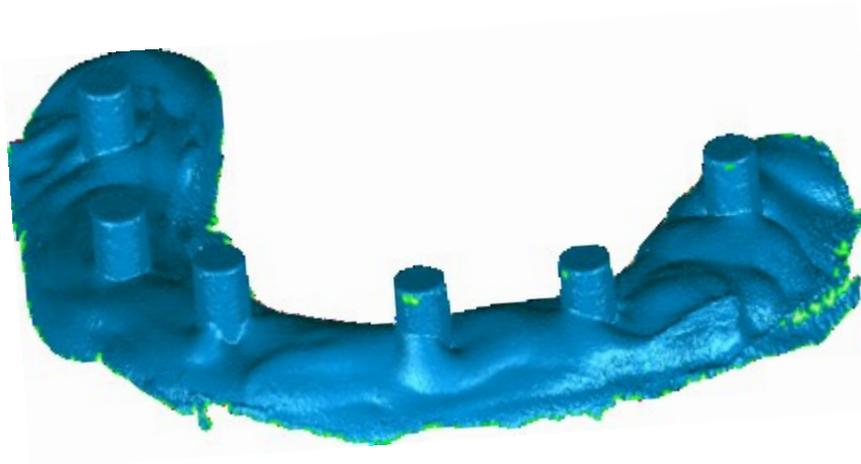


Fig.20 - Mesh

La seconda, più complessa, prevede l'estrazione delle informazioni geometriche con l'ausilio di un plug-in realizzato in Rhinoceros 5.0 (Rhinoceros 5.0 Beta, Robert McNeel & Associates). (Fig.21).

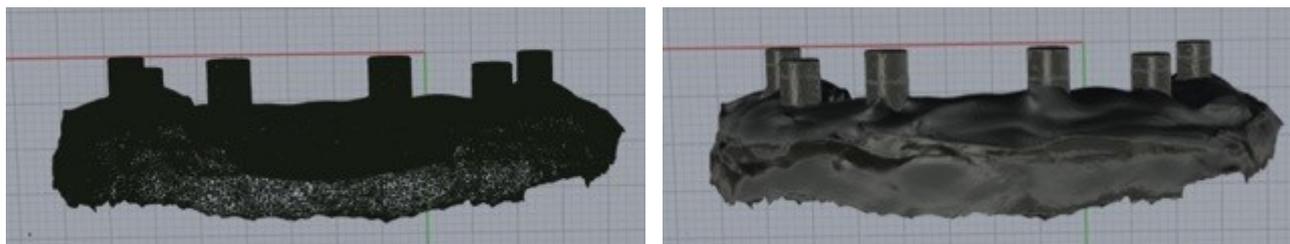


Fig.21 – Mesh importate in Rhinoceros 5.0

Il plug-in presenta tre differenti applicazioni denominata “Feature extraction “, “Master Model OGP” e il Fit 6 points”, ognuna destinata ad eseguire una ben precisa funzione. Il plug-in, partendo dalla nuvola di punti di ogni impronta digitale, riesce ad eseguire una segmentazione (la suddivisione della mesh in regioni di punti accumulati da un criterio di appartenenza.) in modo da creare dei sottogruppi di punti,

uno per ogni superficie dello scan-body, associabili ad un elemento geometrico ben distinto (in questo caso cilindro e piano). (Fig. 22 e 23).

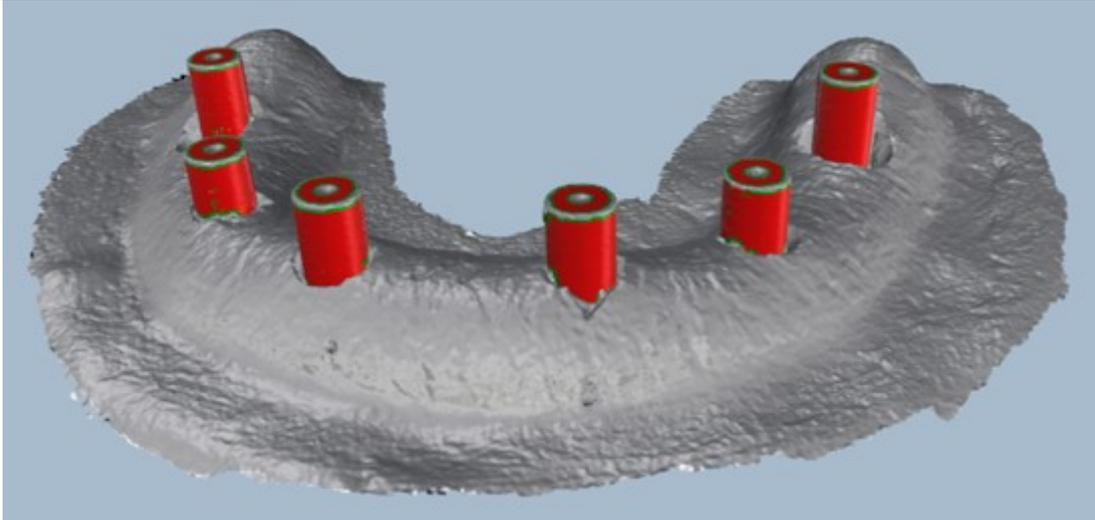


Fig.22 - Zone identificate in base all'analisi di curvatura.

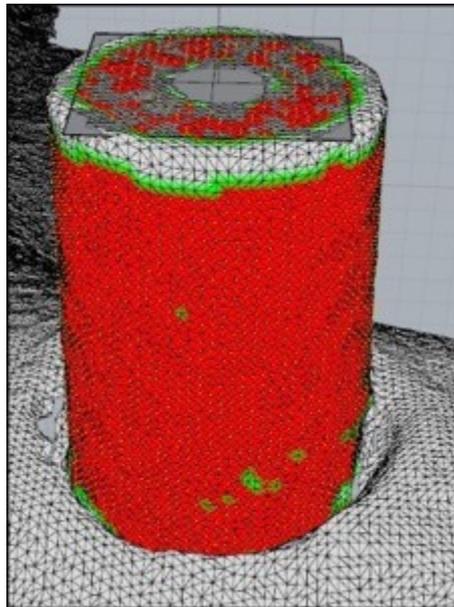


Fig.23 – Dettaglio delle superfici identificate sullo Scan-body

In questo modo ogni sottoinsieme contiene solo i punti campionati della particolare superficie

considerata. Questa operazione viene eseguita in modo automatico grazie all'implementazione di un algoritmo dedicato nel software Rhinoceros 5.0. L'algoritmo, utilizzando l'analisi della curvatura locale, identifica i dati dei punti adeguati. Successivamente, i punti selezionati possono essere associati alle geometrie di piano e cilindro di fitting filtrando i dati con il criterio gaussiano di 2σ . Questa procedura operativa viene effettuata utilizzando l'applicazione "Feature extraction". (Fig.24).

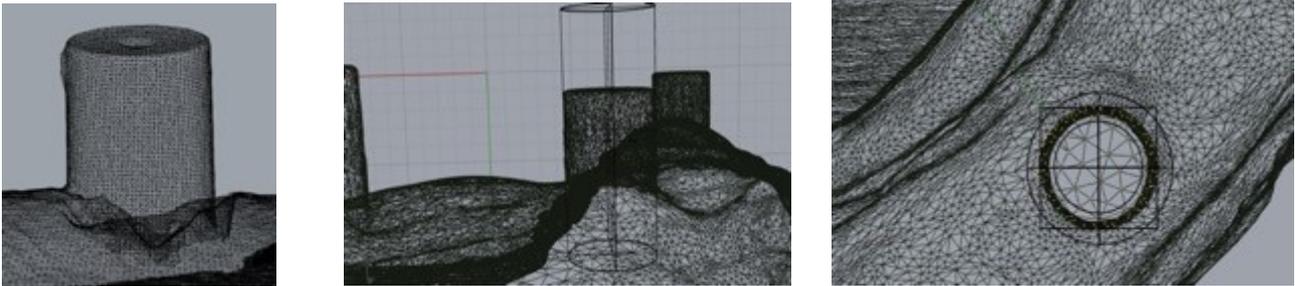


Fig.24 - Procedura di costruzione degli elementi geometrici (Cilindro e Piano) sugli Scan-body

Dopo la costruzione dei cilindri (Fig.25) e dei piani (Fig.26), utilizzando una funzione del programma Rhinoceros 5.0, si è provveduto ad eseguire l'intersezione tra l'asse centrale dei cilindri con i piani superiori. (Fig.27). In questo modo si è in grado di ottenere i punti di riferimento di ogni scan-body. (Fig.28)

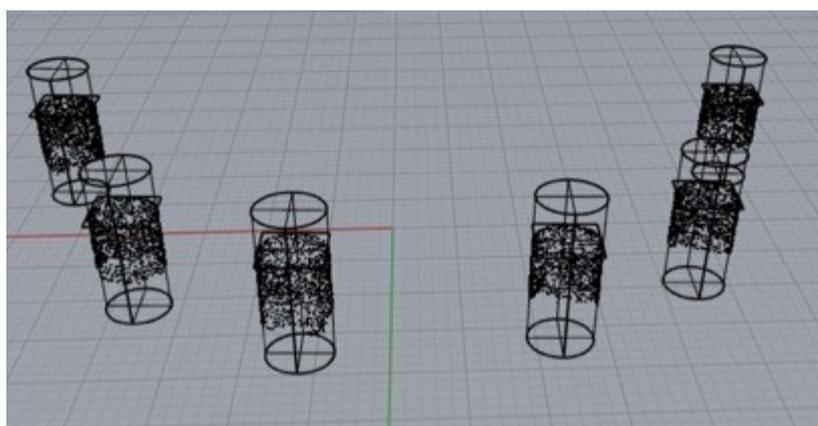


Fig.25 - Cilindri di Fitting

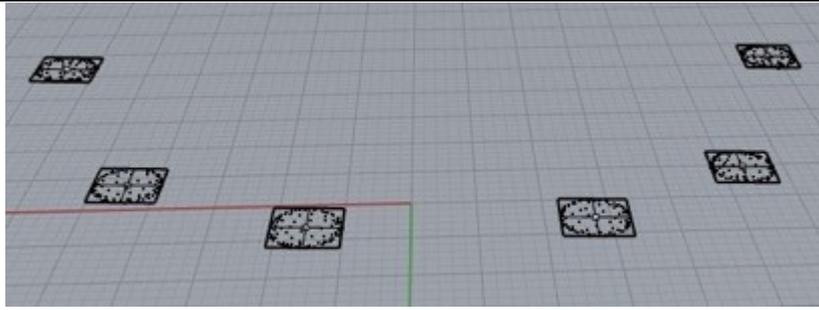


Fig.26 - Piani di Fitting

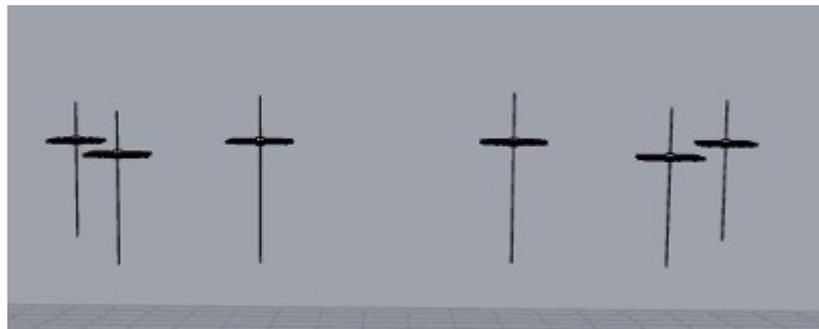


Fig.27 - Intersezione tra assi centrali dei cilindri e piano superiore

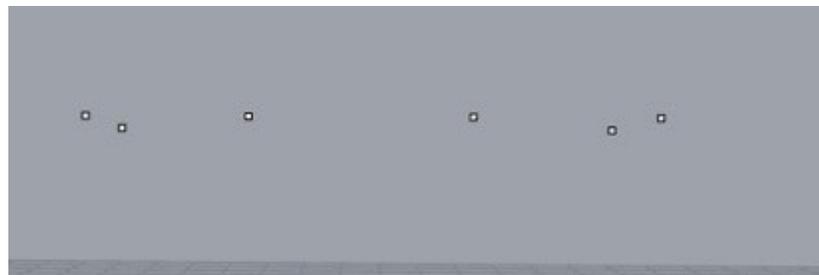


Fig.28 - Visione dei punti di riferimento

4.2.4. Analisi dei dati

4.2.4.1 Analisi di Posizione

Per calcolare l'errore di posizione, abbiamo importato le misure di riferimento del modello master in Rhinoceros con l'ausilio dell'applicazione "Master Model OGP". (Fig.29).

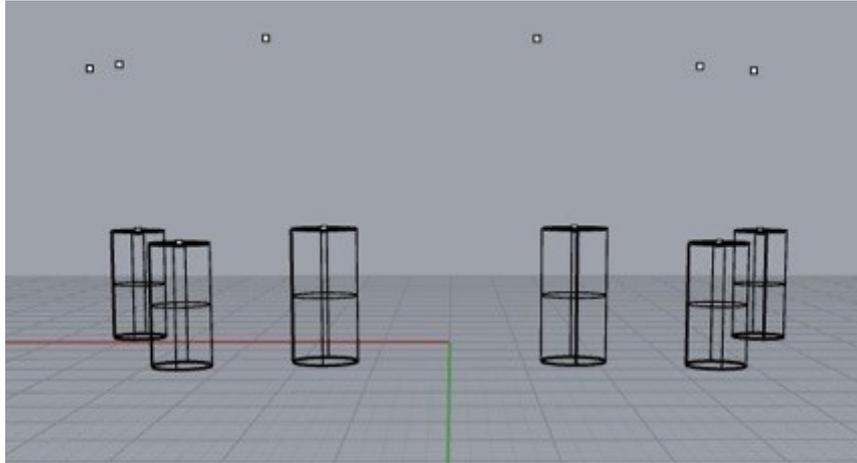


Fig.29 - Modello Master importato in ambiente Cad.

Successivamente l'applicazione "Fit 6 points" valuta la posizione di ciascun punto di riferimento degli scan-body delle impronte digitali utilizzando un algoritmo di best-fit (least-square best fitting algorithm). L'algoritmo ottimizza la posizione e l'orientamento delle impronte digitali considerando le distanze tra i punti di riferimento degli scan-body, delle impronte digitali, rispetto ai punti di riferimento del modello master.(Fig.30 - 31).

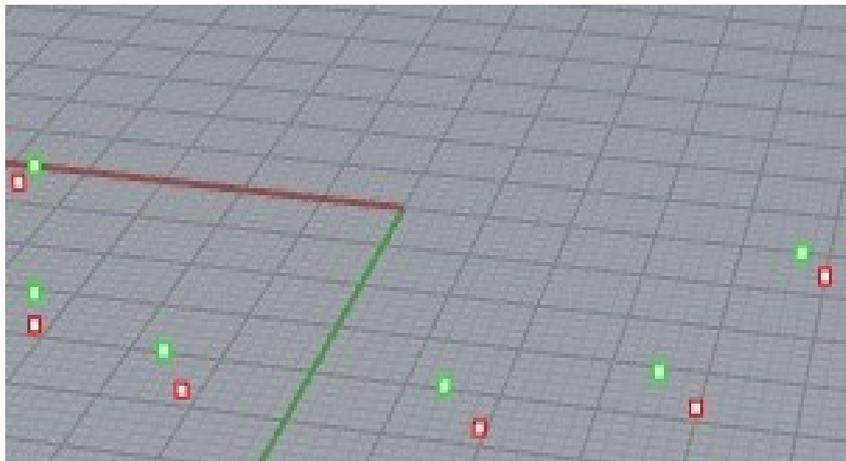


Fig.30 - Punti di riferimento dell'impronta digitale (rossi) allineati con i corrispettivi del modello master (verdi)

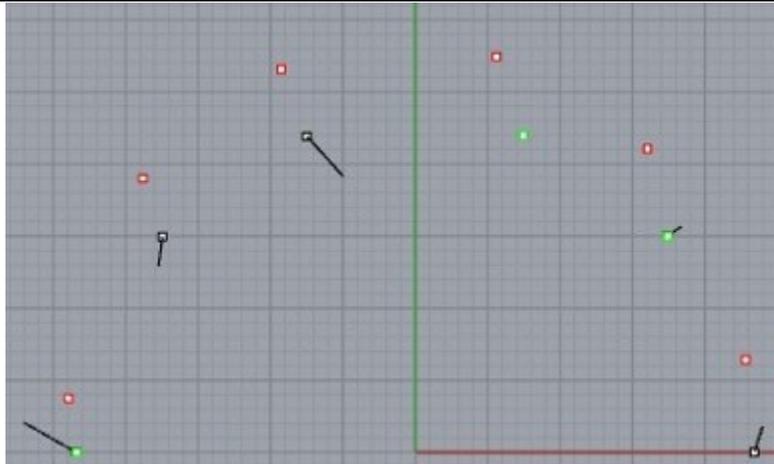


Fig.31 - Visione Occlusale dei punti di riferimento dell'impronta digitale (rossi) e modello master (verdi)

Le distanze sono riportate lungo le coordinate X,Y,Z, per ogni impronta digitale di ogni gruppo.
(Fig.32).

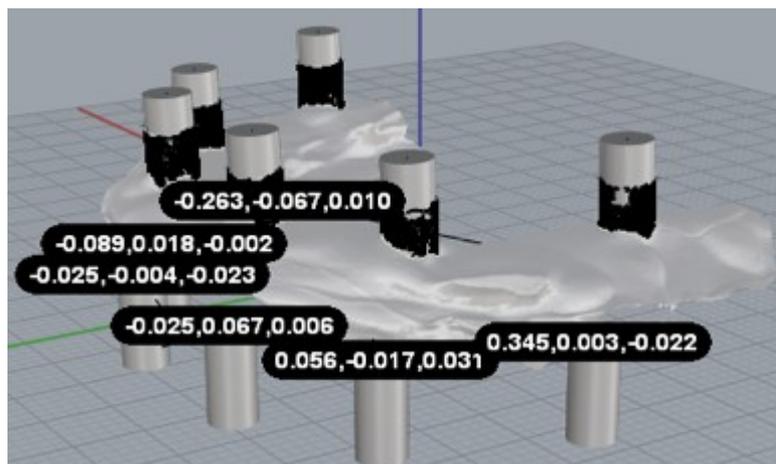


Fig.32 - Distanze (x,y,z) tra i corrispettivi punti di riferimento dell'impronta digitale e modello master.

Per ogni scansione le distanze (ϵ_x , ϵ_y , ϵ_z) tra i punti di riferimento degli scan-body delle impronte digitali e i corrispettivi punti di riferimento degli scan-body del modello master, venivano riportati in un file Excel in fogli e griglie ben catalogate come visibile dalla tabella sottostante

	1	2	3	4	5	6
X	ϵ_X^1	ϵ_X^2	ϵ_X^3	ϵ_X^4	ϵ_X^5	ϵ_X^6
Y	ϵ_Y^1	ϵ_Y^2	ϵ_Y^3	ϵ_Y^4	ϵ_Y^5	ϵ_Y^6
Z	ϵ_Z^1	ϵ_Z^2	ϵ_Z^3	ϵ_Z^4	ϵ_Z^5	ϵ_Z^6

Per ogni scan-body, seguendo la seguente formula, è stata calcolata la deviazione 3D.

$$\epsilon_{3D} = \text{RADQ}((\epsilon_X^1 \dots \epsilon_X^6) + (\epsilon_Y^1 \dots \epsilon_Y^6) + (\epsilon_Z^1 \dots \epsilon_Z^6))$$

Per ogni impronta è stata ricavata la media delle deviazioni 3D di ogni scan-body che rappresenta il valore generale di quanto l'intera scansione discosti rispetto al modello master. La media di tutte le deviazioni 3D viene calcolata per ogni impronta digitale eseguita con lo stesso scanner intra orale (trueness). Per la valutazione della "precision" si è valutato la deviazione standard degli errori di posizione 3D nel totale di impronte digitali acquisite con il medesimo scanner.

4.2.4.2 Analisi delle Distanze

Note le posizioni dei punti di riferimento per ogni scan-body è possibile calcolare la distanza lineare tridimensionale tra scanbody. Per distanza 3D, tra scanbody, viene intesa la distanza tra i punti di riferimento di due scanbody (Fig. 33). Successivamente viene ricavato l'errore di distanza medio che viene calcolato eseguendo la sottrazione tra la distanza effettiva media e la distanza di riferimento.

Sono state misurate 15 distanze per ogni impronta digitale. (Scan 1 – Scan 2; Scan 1 – Scan 3; Scan 1 – Scan 4; Scan 1 – Scan 5; Scan 1 – Scan 6; Scan 2 – Scan 3; Scan 2 – Scan 4; Scan 2 – Scan 5; Scan 2 – Scan 6; Scan 3 – Scan 4; Scan 3 – Scan 5; Scan 3 – Scan 6; Scan 4 – Scan 5; Scan 4 – Scan 6; Scan 5 – Scan 6).

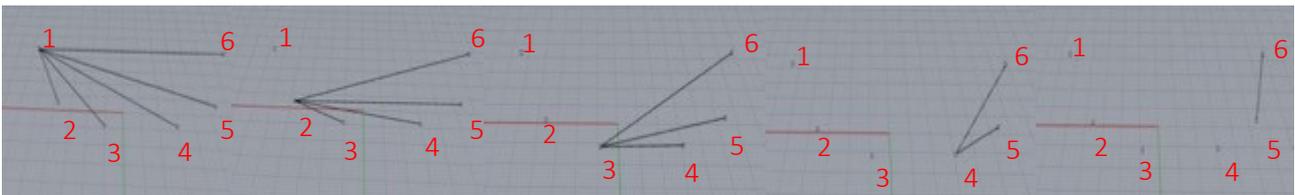


Fig.33 – Distanze effettiva tra gli scan-body

Capitolo 5: Impronta digitale

5.1 Introduzione

Per flusso di lavoro digitale nel mondo odontoiatrico si intendono tutte le procedure eseguite con l'ausilio di un computer atte alla realizzazione di un manufatto protesico. Il flusso di lavoro digitale ha inizio presso l'ambulatorio odontoiatrico dove il clinico utilizzando un sistema di acquisizione digitale (scanner intra orale) esegue una serie di scansioni per la rilevazione di una impronta digitale. Durante la rilevazione dell'impronta digitale il clinico può osservare sullo schermo di un computer la progressiva visualizzazione della rappresentazione tridimensionale dell'arcata dentale che si sta acquisendo. (Fig. 1)



Fig. 1- Esempio di rilevazione di un'impronta digitale

Sebbene la prima impronta ottica intra orale sia stata eseguita nella seconda metà degli anni ottanta^{clv}, solo negli ultimi cinque anni ha avuto un maggior sviluppo e diffusione nel mondo odontoiatrico. Questa modalità operativa consente al clinico di controllare nell'immediato la qualità dell'impronta digitale, i tessuti molli circostanti e nel caso di un impronta non soddisfacente l'impronta può essere immediatamente corretta riacquisendo con lo scanner quelle aree considerati non soddisfacenti. A differenza delle metodiche tradizionali il flusso di lavoro digitale, ha per sua definizione, il potenziale per produrre prodotti finiti più accurati e predicibili, semplificando , il processo tradizionale di

lavorazione di un manufatto protesico^{clvi}. Per questi motivi l'introduzione di un sistema in grado di eseguire un'impronta digitale contribuisce a migliorare sia le aspettative del paziente, ma anche a completare l'intera filiera del flusso digitale fino alla realizzazione del manufatto protesico con risparmio di tempo, di materiali e di costi. Inoltre, va ricordato che con l'avvento della tecnologia Cad-Cam una nuova classe di materiali protesici è stata introdotta nel mercato, che grazie alla prefabbricazione presenta delle caratteristiche di elevata qualità^{clvii}. Con la sostituzione dei tradizionali materiali da impronta e cucchiai, il confort del paziente è decisamente migliorato^{clviii}, le tempistiche di lavoro con il paziente si sono ridotte^{clix} e le possibilità di accumulare errori sono diminuite grazie all'eliminazione di diversi step. Tuttavia, l'impronta digitale presenta alcuni aspetti negativi come l'elevato costo dei sistemi di scansione intra orale, la curva di apprendimento di queste nuove tecnologie da parte degli operatori, la tecnica di scansione da utilizzare e l'effettiva accuratezza dell'impronta digitale. Poiché la prima fase del flusso di lavoro digitale è rappresentato dalla rilevazione dell'impronta digitale è di fondamentale importanza che questo passaggio generi un'accurata riproduzione dell'anatomia dentale e/o della posizione implantare per poter fabbricare un altrettanto accurato dispositivo protesico individualizzato sul paziente. Tuttavia, bisogna ribadire il concetto di accuratezza che si definisce come l'insieme delle definizioni di "precisione e di esattezza" (precision and trueness) (ISO 5725-1)^{clx}. La precisione (precision) descrive, quanto sono vicine tra loro misurazioni ripetute. Maggiore è la precisione, più prevedibile è la ripetibilità di misurazione. L'esattezza (trueness) descrive, fino a che punto la misura è sovrapponibile al valore reale dell'oggetto misurato. Un'alta esattezza (trueness) fornisce un risultato che è vicino o uguale al valore reale dell'oggetto misurato. Progettata e collaudata la metodologia di valutazione secondo i protocolli metrologici descritti è possibile eseguire diverse sperimentazioni. Le tre ricerche che l'autore ha deciso di intraprendere consistono nel valutare l'accuratezza di tre differenti tecniche di scansione utilizzando un solo tipo di scanner intra-orale, l'accuratezza di sei diversi scanner intra-orali presenti in commercio e comparare l'accuratezza dell'impronta digitale con l'impronta tradizionale.

Sperimentazione n° 1

Valutazione dell'accuratezza di tre differenti tecniche di scansione

5.2 Analisi della letteratura

Ancora oggi non è presente una tecnica di scansione intra-orale scientificamente accreditata che consente una sequenza operativa corretta per eseguire una impronta digitale ottimale di una intera arcata. A volte, alcuni produttori di scanner intra-orali propongono una sequenza operativa senza ricerche scientifiche alla base. Tuttavia, una procedura clinica , mai verificata , per l'acquisizione di arcate totali consiste nell' iniziare l'acquisizione distalmente all'ultimo elemento dell'arcata, destro o sinistro, e si sviluppa con una prima scansione di massima. Si procede con una scansione continua a livello delle superfici occlusali e linguali degli scan-body, facendo particolare attenzione nella zona anteriore degli elementi anteriori fino ad arrivare all'ultimo scan-body controlaterale. Si procede tornando indietro sulle superfici vestibolari mantenendo sempre un riferimento occlusale in modo che la scansione si sovrapponga a quella precedente ritornando da dove si era iniziata la scansione per concludere il workflow dei dati. Se nella scansione si evidenziano delle defezioni di dati (buchi) si può procedere a scansionare di nuovo in modo da aumentare la qualità e la definizione. (Fig.2)

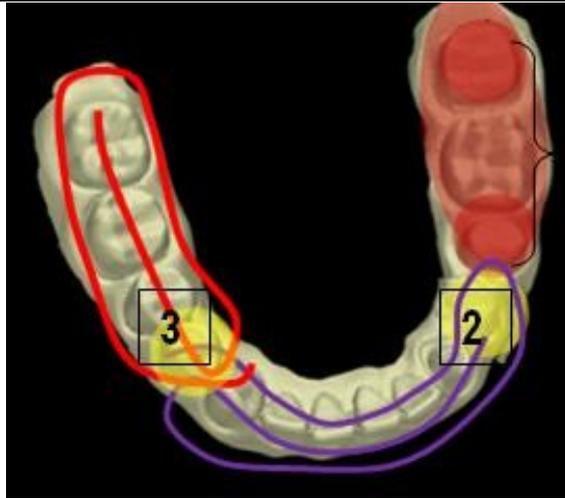


Fig.2 -Tecnica di scansione

Tuttavia, negli ultimi anni la questione, di quale tecnica di scansione deve essere utilizzata, sta riscontrando molto interesse ed alcune case produttrici di scanner intra-orali hanno proposto delle tecniche di scansione, ma senza alcuna dimostrazione scientifica. La Sirona Dental System che commercializza il sistema Cerec®, descrive all'interno del proprio libretto illustrativo descrive una metodologia di scansione per l'acquisizione di un'arcata completa. Le fasi della tecnica di rilevazione di una impronta digitale si dividono in cinque fasi consecutive: Occlusale, Buccale, Palatale/Linguale, Interprossimale e in ultimo la regione anteriore.

Fase Occlusale

Per la scansione della superficie occlusale bisogna assicurarsi che la telecamera non riposa sui denti o le gengive e sia disposta ad una distanza tra 0 e 15 mm (distanza ideale 5 mm). Se la distanza è troppo grande, nessun dato viene ottenuto.

Spostare lo scanner nella posizione di partenza. A questo punto, lo scanner è collocato in modo parallelo alla superficie occlusale del dente. Successivamente, è possibile procedere con la scansione in direzione mesiale.(Fig.3)

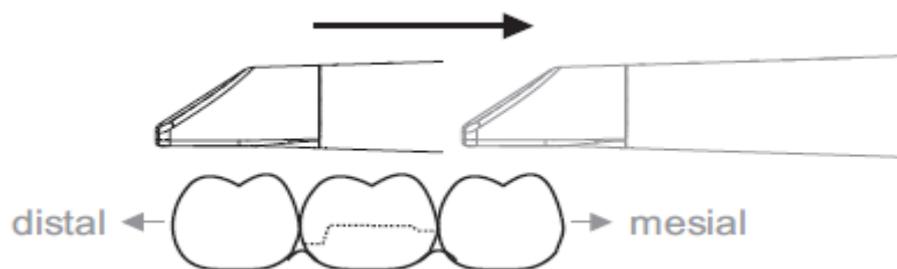


Fig.3 - Fase oclusale

Fase Buccale

Per la scansione della superficie buccale, l'operatore deve posizionare lo scanner intra orale vestibolarmente al dente da scansionare e con un movimento di rotazione con un angolo tra i 45° ad un massimo di 90° muovere lo scanner in direzione buccale. Per l'acquisizione di intere arcate, il produttore consiglia di limitare la scansione delle superfici buccali solo per un quadrante e di evitare di inclinare lo scanner verticalmente rispetto alla direzione del moto di scansione. (Fig.4)

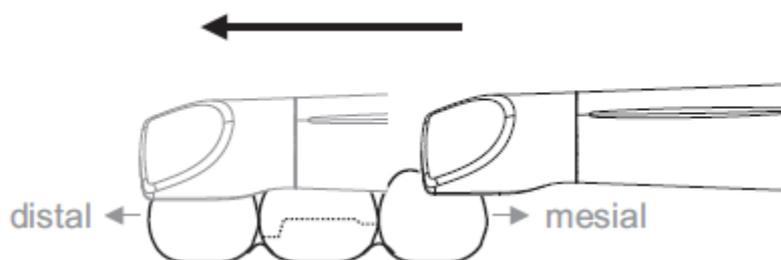


Fig.4 - Fase Buccale

Fase Palatale/Linguale

Per l'acquisizione della superficie linguale, l'operatore deve ruotare lo scanner di 90° in senso buccale e per circa 45° fino ad un massimo di 90° nella direzione linguale dell'elemento da scansionare. (Fig.5)

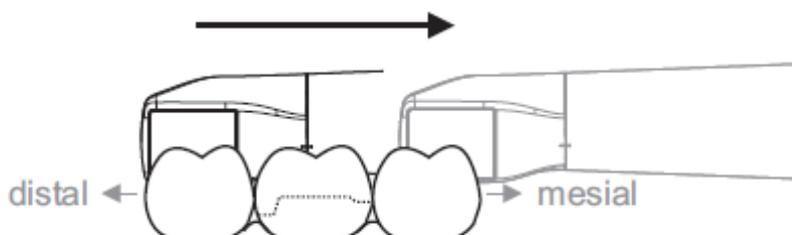


Fig.5 - Fase Linguale

Fase Interprossimale

Per l'acquisizione delle superfici interprossimali, l'operatore deve eseguire una moto ondoso in senso oclusale, buccale e linguale. Lo scanner deve essere inclinato di 15 ° in senso distale e mesiale per ottenere una migliore visione dei contatti interprossimali.(Fig.6)

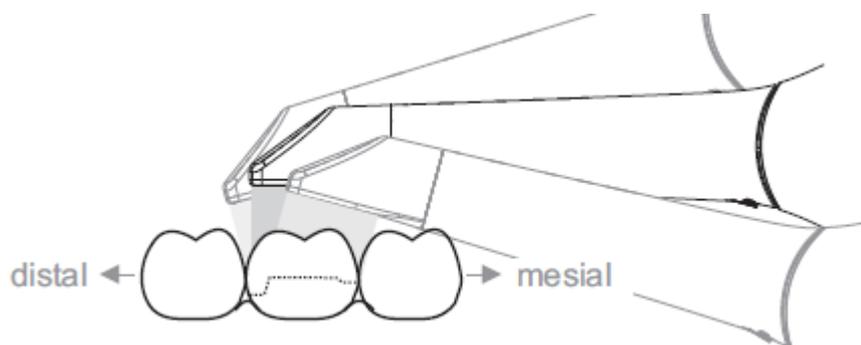


Fig.6 - Fase Interprossimale

Acquisizione dei denti anteriori

Prima dell'acquisizione dei denti frontali bisogna acquisire la regione posteriore (occlusale, buccale, labiale, e approssimale) fino all'elemento 44. Terminata l'acquisizione della regione posteriore è possibile iniziare l'acquisizione della regione anteriore spostando la fotocamera da oclusale a vestibolare. Dal punto di partenza (elemento 44) guidare vestibolarmente la fotocamera mesialmente ai denti anteriori. Guidare la videocamera da lì in direzione mesiale al premolare (44), cioè acquisire i denti anteriori vestibolarmente una seconda volta. Questo movimento è parallelo alla linea del mento. Successivamente, l'operatore può spostare lo scanner dalla superficie vestibolare alla superficie palatale/linguale dei denti anteriori. In questa fase muovere la telecamera più lentamente possibile lo scanner. Arrivati a livello del premolare (34), seguire il movimento di scansione lungo la linea del mento ruotando la telecamera nella direzione oclusale sopra lo zenit del premolare (34) per poi proseguire fino alla regione dei denti posteriori come descritto precedentemente. (Fig.7)

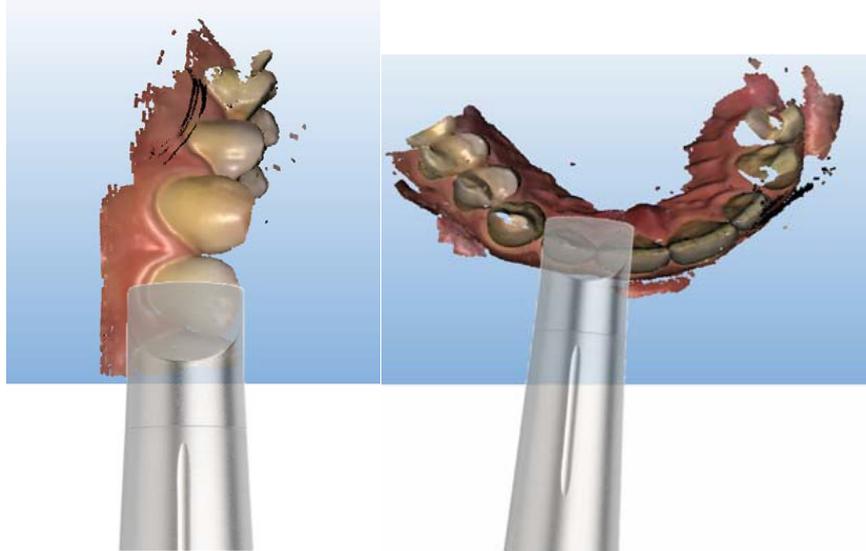


Fig.7 - Fase di acquisizione denti anteriori.

Per quanto riguarda la tecnica di scansione suggerita dalla Zfx IntraScan (Zimmer Dental, DE), la casa produttrice suggerisce di posizionare la testa del manipolo (che presenta uno specchio che consente l'uscita del laser di scansione con un angolo di 45 ° gradi) occlusalmente sull'elemento più distale del quadrante (elemento 17/27/37/47). Da quel punto di partenza invita a spostare lo scanner in direzione mesiale con un movimento a semicerchio da occlusale a linguale / palatale e buccale e di eseguire la scansione più volte al fine di migliorare le immagini acquisite. (Fig.8)

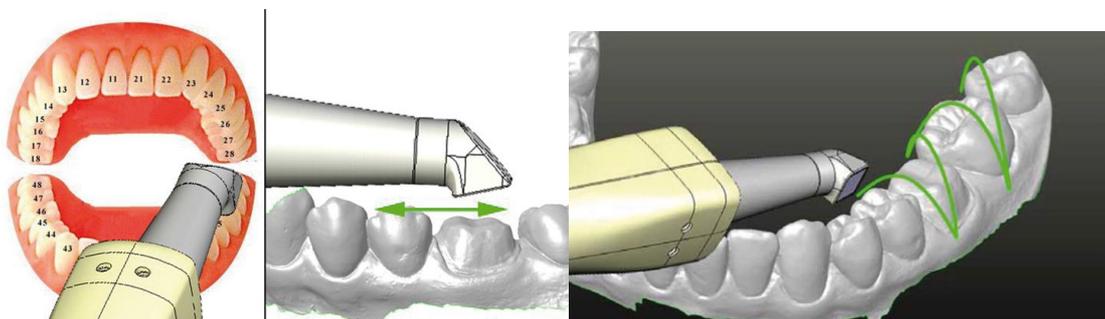


Fig. 8 Tecnica di scansione del sistema Zfx.

Invece il sistema Lava™ Chairside Oral Scanner (3M ESPE,US) raccomanda per l'acquisizione di una arcata totale, di iniziare la scansione sui denti anteriori (31,41) dell'arcata interessata. L'orientamento

del manipolo deve essere perpendicolare alla linea mediana, affacciata alla superficie vestibolare del dente. Proseguire la scansione in senso oclusale in direzione distale dall'elemento 44 fino ad acquisire l'elemento 46. Le immagini vestibolare e palatine/linguale verranno scansionate eseguendo un movimento a semicerchio durante la scansione oclusale. Conclusasi la scansione del 4° quadrante si completa la scansione dell'arcata totale partendo dall'elemento 34 con la stessa procedura eseguita nel quadrante 4°. (Fig. 9)



Fig.9 - Tecnica di scansione proposta dal sistema Lava Cos3M

Dopo aver acquisito queste procedure da parte delle case produttrici si è deciso di condurre un'analisi della letteratura per capire se fossero presenti ricerche con lo scopo di investigare se differenti tecniche di scansione possano influenzare l'accuratezza dell'impronte digitali in arcate complete che necessitano una riabilitazione implanto-protetica. Per la ricerca bibliografica si è utilizzata principalmente la banca dati medica di PubMed/MEDLINE (US Nazionale Library of Medicine, National Institute of Health). Le parole chiavi utilizzate nella ricerca bibliografica sono state prima verificate attraverso il dizionario medico MeSH (US Nazionale Library of Medicine, National Institute of Health) e di seguito inserite nel database PubMed/MEDLINE. La ricerca è stata effettuata usando le seguenti parole chiavi: "Intraoral" AND "Scan" AND "Techniques" AND "Methods" AND "Digital" AND "Full-arch" AND "Dental" AND "Implants" AND "Scanning" AND "Impression". Alcune pubblicazioni non presenti nell'archivio di PubMed poiché meno recenti, sono state reperite tramite il motore di ricerca Google Scholar. (Tab. 1)

Parole Chiavi	Risultati
---------------	-----------

Intraoral Scan Techniques	164
Intraoral Scan Techniques Full Arch	9
Intraoral Scan Techniques Dental Implants	33
Intraoral Scanning Methods	238
Intraoral Scanning Methods Full Arch	12
Intraoral Scanning Methods Dental Implants	30
Intraoral Scanning Methods Dental Implants Impression	12

Tab 1 - Analisi della ricerca bibliografica con le seguenti parole chiavi

Dalla ricerca che è stata condotta tra il 2014 e il 2015 sono emersi differenti articoli, tuttavia dopo essere stati analizzati solo un articolo effettivamente investigava le possibili differenze di accuratezza che possono emergere con differenti metodiche di scansione ma il modello master che veniva utilizzato rappresentava una arcata totale con la presenza degli elementi dentari:

Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. Int J Comput Dent. 2013;16(1):11-21.

Da una recente ricerca condotta durante l'anno 2016/2017 è emerso soltanto un altro articolo pubblicato dallo stesso autore in cui viene utilizzato un modello master che rappresenta una arcata con tutti gli elementi dentari.:

Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. Quintessence Int. 2016 Apr;47(4):343-9.

Nella ricerca condotta da Ender e Mehl^{clxi} vengono utilizzati tre differenti tipi di sistemi di scansione

COS (Lava COS, 3M EPSE; Seefeld, Germany, software version 2.5) and BC (Cerec Bluecam, Sirona Dental Systems; Bensheim, Germany, software version 4.03) CiT (Cadent iTero, Cadent Ltd.; Yehuda, Israel, software version 4.0.5.31) seguendo differenti strategie di scansione su un modello master in acciaio che rappresentava un arcata dentale completa. Con lo scanner Lava COS gli autori utilizzano due metodi di scansioni il primo denominato (COS-straight) rappresenta il protocollo raccomandato dalla casa produttrice, invece il secondo metodo denominato (COS-cross) era ricavato dalla pubblicazione di van der Meer et al^{clxii}. (Fig.10)



Fig.10 - Strategie di scansione in giallo COS-straight e in marrone COS-cross

Le strategie di scansione per lo scanner Cerec BlueCam (BC Top, BC diag e BC rot) erano sviluppate dagli stessi autori. (Fig.11)

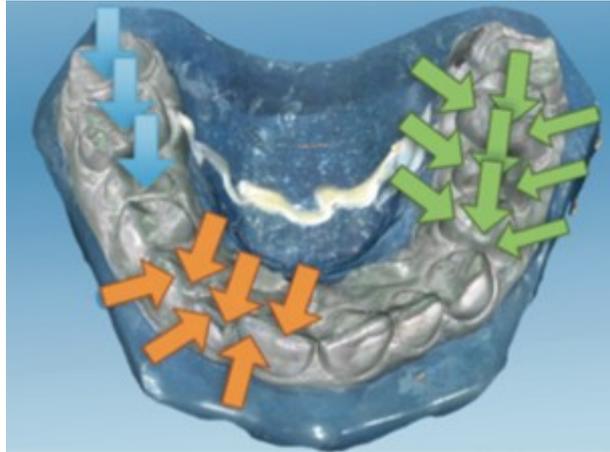


Fig.11 - Metodologie di scansione per Cerec BC-top (blue), BC-diag (marrone) e BC-rot (verde).

L'ultima tecnica di scansione utilizzata con il sistema iTero è quella consigliata dalla casa produttrice. (Fig.12) La descrizione delle tecniche di scansioni sono riportate nella Tabella 2. (Tab 2).

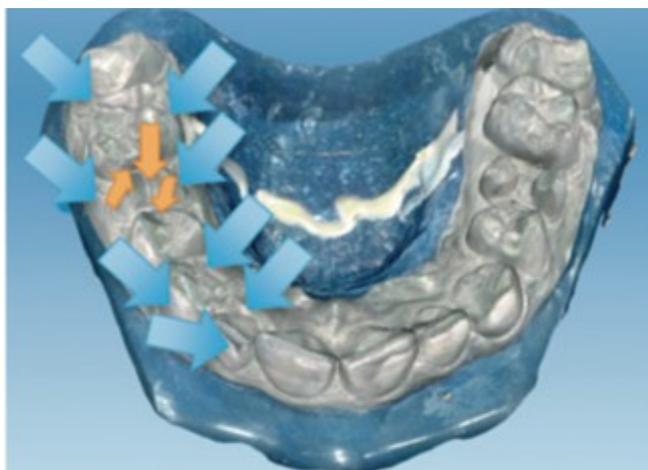


Fig.12 - Tecnica di scansione per il sistema iTero

Group (n=5) Gruppe (n=5)	Scanning protocol Scanprotokoll
Reference models/ Referenzmodelle	COS-straight Move the camera straight on across the dental arch, start with occlusal surface; then rotate and scan oral surface, then rotate to buccal and scan the buccal surface Kamera wird gerade entlang des Kieferkamms von distal nach mesial geführt, Start ist auf der Okklusalfäche, danach werden bukkale und orale Flächen eingescannt
	COS-cross Tilt the camera from side to side while moving ahead along the dental arch Die Kamera wird von distal nach mesial in langsamen Zick-Zack-Bewegungen von oral nach bukkal über den Kieferkamm bewegt
	BC-top Only optical impressions from occlusal direction across the dental arch Optische Abformungen von okklusal
	BC-diag Optical impressions from an approx. 30-degree = 30° buccally and orally angulated direction Optische Abformungen von ca. 30° bukkal und oral geschwenkt
	BC-rot Optical impressions from occlusal, buccal and oral aspects Optische Abformungen von okklusal und ca. 30° bukkal und oral geschwenkt
	CIT Scanning the full dental arch according to the instructions of the acquisition software (guided scanning) uses tilted images for the dental arch and additional preparation images from different angles Optische Abformungen entsprechend den Anweisungen in der Aufnahmesoftware (geführtes Scannen), dies beinhaltet bukkal und oral gekippte Aufnahmen für den Zahnbogen und zusätzliche Aufnahmen der Präparationen aus verschiedenen Winkeln

Tab.2 - Descrizione delle tecniche di scansione come descritte dagli autori

In conclusione gli autori affermano che i differenti protocolli di scansione hanno una grande influenza sull'accuratezza delle scansioni full arch ma non danno nessun suggerimento su quale tecnica utilizzare nella pratica clinica. Nell'altro articolo pubblicato circa tre anni dopo utilizzano un solo sistema di scanner intra-orale ,Trios (3 Shape ,Danimarca), con tre differenti tecniche di scansione eseguite su un modello master in cromo-cobalto che rappresenta un arcata dentale completa^{clxiii}. Nella tecnica di scansione A, gli autori acquisiscono prima le superfici buccali-occlusali, partendo dalla superficie disto-buccale dell'ultimo dente 17, fino a raggiungere l'elemento 27 ove direzioniamo il manipolo nella porzione occluso-palatale per la scansione dall'elemento 27 all'elemento 17. (Fig.13)



La tecnica di scansione B consiste nell'acquistare per prima le superfici occluso-palatali degli elementi dentari partendo dall'elemento 17 fino a raggiungere l'elemento 27 e successivamente scannerizzare le superfici buccali-occlusali partendo dall'elemento 27 fino a raggiungere l'elemento 17. (Fig.14)



Fig.14 - Tecnica di Scansione B

L'ultima tecnica di scansione denominata C consiste nell'acquistare le tre superfici (buccale da occlusale a palatale), realizzando un movimento di tipo S partendo dall'elemento 17 fino all'elemento 27 che non prevede il ritorno dello scanner alla posizione di partenze.



Fig.15 - Tecnica di Scansione C

In conclusione gli autori affermano che nessuna differenza statisticamente significativa è presente tra le differenti strategie di scansione, tuttavia suggerisco l'utilizzo della tecnica di scansione B presenta i

valori migliori di “trueness “e di “precision”.

5.3 Scopo

Con l’obiettivo di capire quale tecnica di scansione è più appropriata per l’acquisizione di una arcata completa, lo scopo di questa prima sperimentazione è di confrontare l’accuratezza di tre differenti tecniche di scansione utilizzando un solo scanner intra-orale. Inoltre viene registrato il tempo di acquisizione di ogni scansione per valutare la curva di apprendimento di ogni tecnica di scansione.

5.4 Materiali e Metodi

Studenti del secondo anno in odontoiatria e protesi dentaria presso l’Università degli Studi di Padova sono stati selezionati come popolazione per questa sperimentazione. Il campione selezionato è formato da 9 studenti, che non avevano nessuna esperienza in campo digitale-protetico e successivamente suddivisi in tre gruppi. Le impronte digitali sono state eseguite in un ambiente a temperatura controllata ($22^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$) con un’umidità relativa del $45\% \pm 10\%$. Attraverso randomizzazione sono state assegnate le tre tecniche di scansioni ad ogni gruppo. Tutti gli operatori sono stati istruiti sull’utilizzo dello scanner intra-orale adottato in questa sperimentazione sulla tecnica di scansione assegnata e sulla modalità di esecuzione del protocollo di scansione. Ogni gruppo è a conoscenza della sola tecnica di scansione assegnata. Ogni studente ha eseguito 3 scansioni per un totale di 9 per ciascuna metodologia (27 scansioni in totale) sul modello master precedentemente descritto. I tempi di acquisizione (minuti) di ciascuna scansione sono stati registrati. Le impronte digitali di ogni gruppo sono state eseguite in tre giorni consecutivi. Gli operatori di ogni gruppo hanno effettuato l’acquisizione in modo alternato. Le tecniche di scansione sono state classificate come MetA; MetB e MetC.

La tecnica di scansione MetA consisteva nel posizionare lo scanner intra orale parallelo alla superficie oclusale dello scan-body in posizione 46. L’operatore deve spostare lo scanner in direzione parallela alla superficie oclusale. Muovendosi verso la superficie mesiale lo scanner intra orale deve essere

posizionato parallelo alla superficie vestibolare dello scan-body e successivamente parallelo alla superficie linguale dello scan-body. Quindi continuare la scansione fino a raggiungere lo scan-body in posizione 36. (Fig.16)

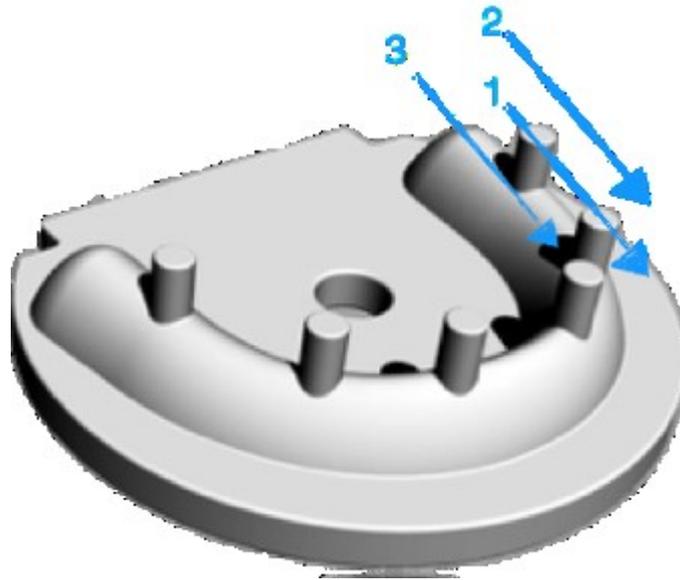


Fig.16 – Tecnica di scansione MetA

La tecnica di scansione MetB consisteva nel posizionare lo scanner intra orale parallelo alla superficie oclusale dello scan-body in posizione 46. L'operatore deve spostare lo scanner in direzione mesiale con un movimento rotatorio dalla superficie oclusale a quella vestibolare /linguale fino ad arrivare a scansionare lo scan-body in posizione 36. Questa tecnica di scansione è quella raccomandata dal produttore dello scanner intra orale(Fig.17).

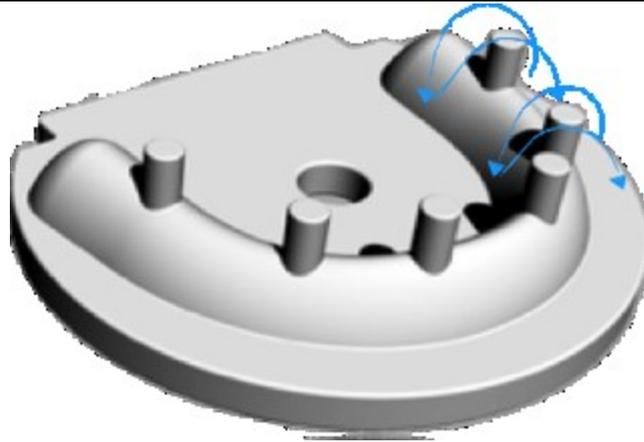


Fig.17 – Tecnica di scansione MetB

La tecnica di scansione MetC consisteva nel posizionare lo scanner intra orale perpendicolarmente alla linea mediana della superficie vestibolare dello scan-body in posizione 42. L'operatore deve continuare la scansione dello scan-body a livello della superficie oclusale e poi spostarsi a livello linguale eseguendo un movimento semi-circolare. La procedura di scansione continua fino allo scan-body in posizione 46. Una volta terminata la scansione del quadrante, l'operatore deve posizionare lo scanner intra-orale a livello della superficie vestibolare dello scan-body in posizione 32 per poi procedere, come appena descritto, fino al raggiungimento dello scan-body in posizione 36. (Fig.18)

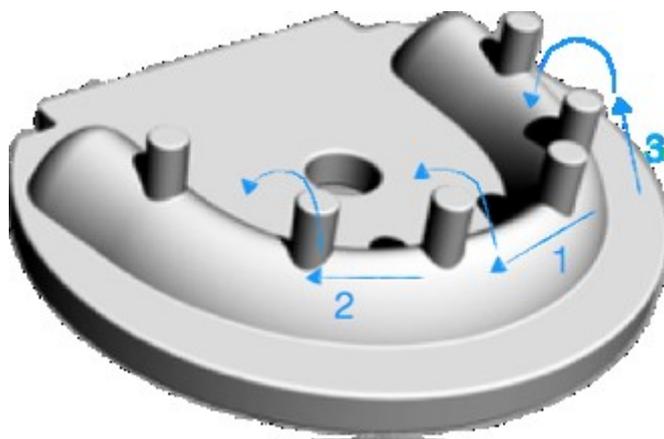


Fig.18 – Tecnica di scansione MetC

Terminate le fasi di acquisizione del modello master come da metodologia, descritta nel capitolo

precedente, tutte le impronte digitali vengono sottoposte alla procedura di elaborazione e poi eseguite le analisi 3D delle distanze e delle posizioni.

5.3.1 Analisi statistica.

L'errore di posizione (3D) è considerato come l'unità statistica. La variabile primaria è la distanza (μm) dei punti di riferimento degli scan-body ottenuti dalle impronte digitali con i corrispettivi punti di riferimento ottenuti dopo la calibrazione del modello master. La variabile secondaria è considerata il tempo (minuti) necessario per completare una scansione completa del modello master con una delle tecniche assegnate. L'analisi statistica descrittiva è eseguita per le variabili. Uno studio pilota è stato eseguito per poter calcolare l'ampiezza del campione necessario ad ottenere una potenza statistica dell'80%. Sette impronte digitali erano estimate per ogni gruppo, tuttavia considerando un 30% di possibili bias, sono state considerate 9 scansioni per gruppo. Il livello di significatività statistica era impostato con $\text{Alpha} = 0.05$ con una potenza dell'80%. L'analisi delle varianze (Anova test) con il test post-hoc di Bonferroni era usato per eseguire l'analisi statistica comparativa tra i gruppi. Il software statistico SPSS 16.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) è stato utilizzato.

5.5 Risultati

Dall'analisi di posizione 3D abbiamo ottenuto una media 3D per la tecnica di scansione MetA di $0,74 \pm 0,29$ mm (min = 0,43 mm; Max = 1,10 mm) per la tecnica di scansione MetB $0,70 \pm 0,27$ mm (min = 0,20 mm; Max = 1,02 mm) e per la tecnica di scansione MetC $0,66 \pm 0,57$ mm (min = 0,17 mm; Max = 1,92 mm). Dall'analisi statistica comparativa, nessuna differenza statisticamente significativa è emersa tra i gruppi. ($p\text{-value} = 0.386$). Dall'analisi delle distanze 3D sono state ricavate 15 distanze per ogni gruppo e rappresentate nei seguenti grafici. (Tab. 1, 2, 3)(Graf. 1,2,3).

Distanza	Distanze in mm
Scan 1 – Scan 2	0,134
Scan 1 – Scan 3	0,142
Scan 1 – Scan 4	-0,234
Scan 1 – Scan 5	-0,472
Scan 1- Scan 6	-0,877
Scan 2 – Scan 3	-0,034
Scan 2 – Scan 4	-0,313
Scan 2 – Scan 5	-0,336
Scan 2 – Scan 6	-0,484
Scan 3 – Scan 4	-0,215
Scan 3 – Scan 5	-0,130
Scan 3 – Scan 6	-0,082
Scan 4 – Scan 5	0,120
Scan 4 – Scan 6	0,264
Scan 5 – Scan 6	0,153

Tab. 1- Valori medi dell'analisi delle distanze (mm) per la tecnica di scansione MetA

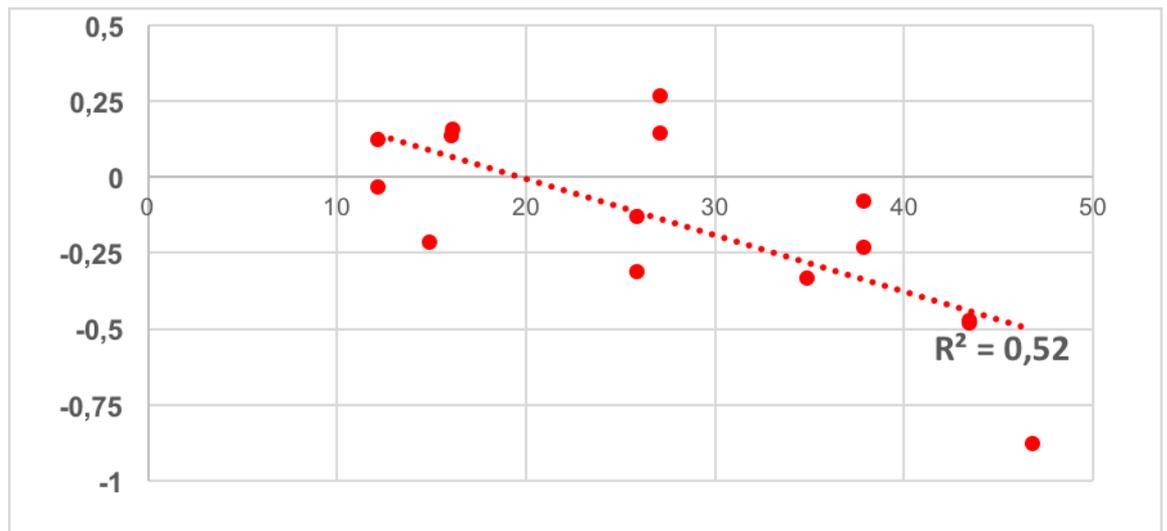
Distanza	Distanze in mm
Scan 1 – Scan 2	0,022
Scan 1 – Scan 3	0,076
Scan 1 – Scan 4	0,254
Scan 1 – Scan 5	0,096
Scan 1- Scan 6	0,248
Scan 2 – Scan 3	-0,062
Scan 2 – Scan 4	0,016
Scan 2 – Scan 5	-0,097
Scan 2 – Scan 6	-0,047
Scan 3 – Scan 4	0,010
Scan 3 – Scan 5	-0,077
Scan 3 – Scan 6	-0,055
Scan 4 – Scan 5	0,025
Scan 4 – Scan 6	0,049
Scan 5 – Scan 6	-0,136

Tab.2 - Valori medi dell'analisi delle distanze (mm) per la tecnica di scansione MetB

Distanza	Distanze in mm
Scan 1 – Scan 2	-0,899
Scan 1 – Scan 3	-0,679
Scan 1 – Scan 4	-0,463
Scan 1 – Scan 5	-0,194
Scan 1- Scan 6	0,199
Scan 2 – Scan 3	0,044
Scan 2 – Scan 4	0,041
Scan 2 – Scan 5	0,106
Scan 2 – Scan 6	0,142
Scan 3 – Scan 4	-0,005
Scan 3 – Scan 5	0,054
Scan 3 – Scan 6	0,124
Scan 4 – Scan 5	0,042
Scan 4 – Scan 6	0,107
Scan 5 – Scan 6	0,013

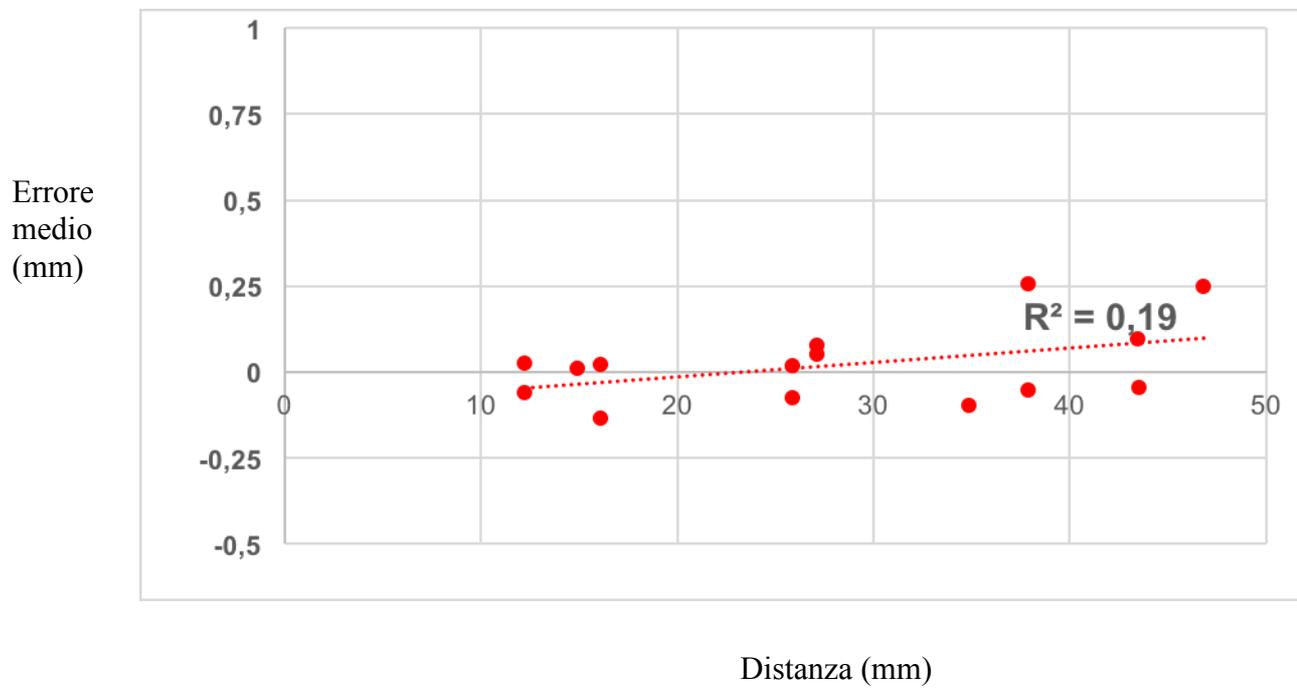
Tab. 3 - Valori medi dell'analisi delle distanze (mm) per la tecnica di scansione MetC

Errore medio
(mm)

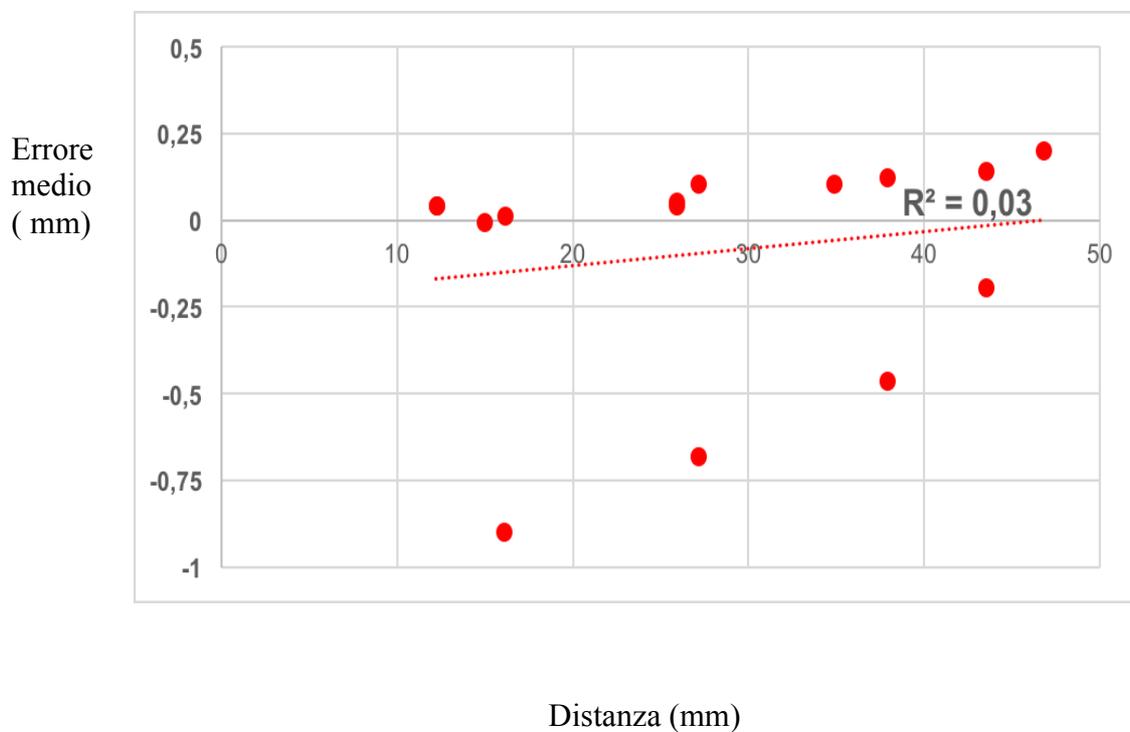


Distanza (mm)

Graf.1 - Analisi delle distanze con linea di regressione per MetA

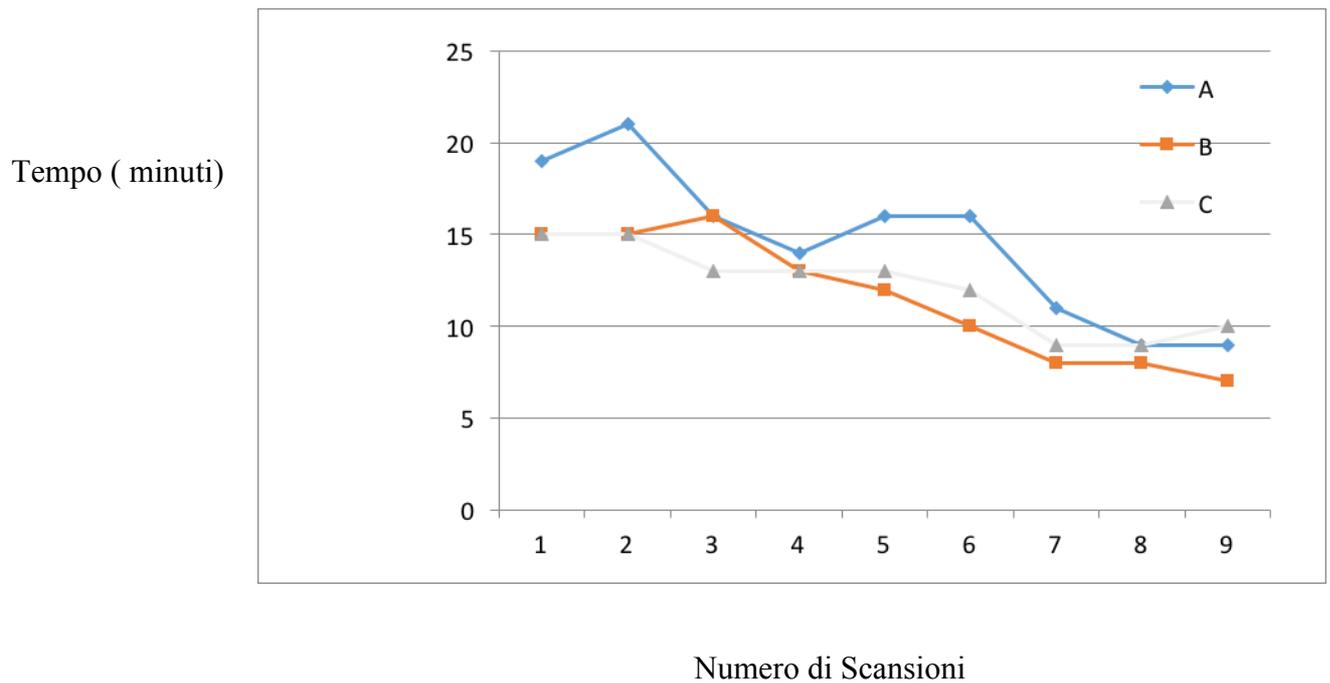


Graf.2 - Analisi delle distanze con linea di regressione per MetB



Graf.3 - Analisi delle distanze con linea di regressione per MetC

La media totale del tempo di scansione per la tecnica MetA era di 14,5 min (SD 4.5 min), per la tecnica MetB di 11,5 min (SD 3.8 min) e 12,1 min (SD 2,5 min) per la tecnica MetC.

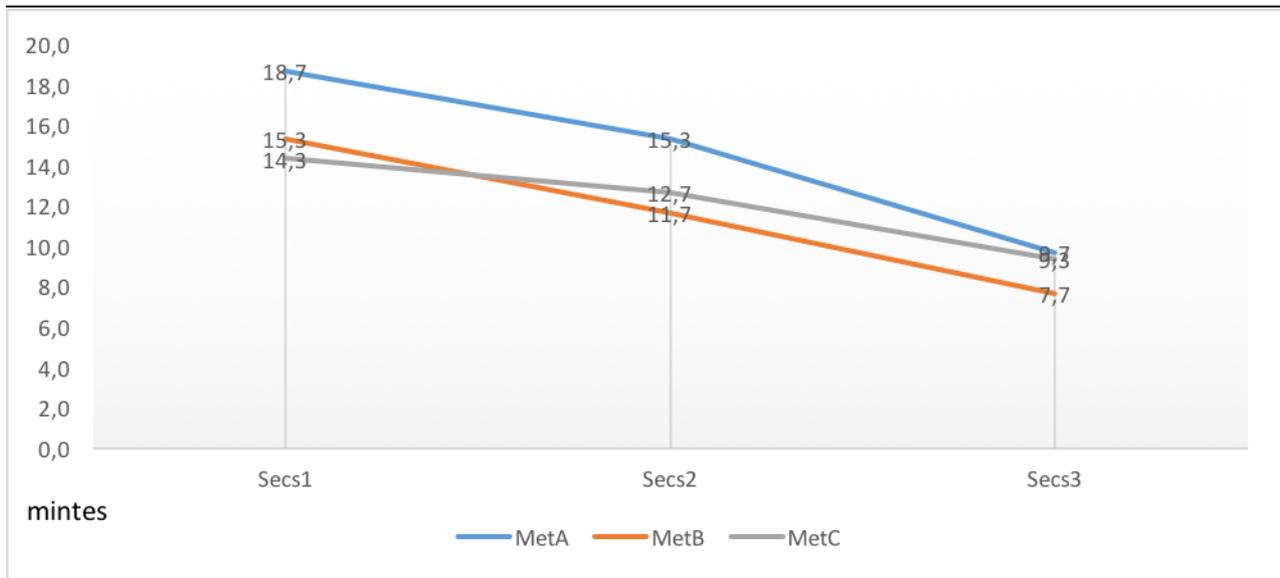


Graf. 4 - Tempo di scansione in funzione del numero di scansioni

Nella prima sezione di lavoro delle scansioni con la tecnica MetA il tempo medio di trattamento totale è stato di 18,6 min con un errore di posizione medio di 0,32 mm; nella seconda sezione 15,3 min con un errore di posizione di 0,45 mm e nella terza sezione 9,6 min con un errore di posizione di 0,36 mm.

Nella prima sezione delle scansioni con la tecnica MetB il tempo medio di trattamento totale è stato di 15,3 min con errore di posizione di 0,37 mm; nella seconda sezione 11,6 min con un errore di posizione di 0,26 mm e nella terza sezione 7,6 min con un errore di posizione di 0,45 mm.

Nella prima sezione delle scansioni con la tecnica MetC il tempo medio di trattamento totale è stato di 14,3 min con un errore di posizione di 0,16 mm; nella seconda sezione 12,6 min con errore di posizione di 0,40 mm e nella terza sezione 9,3 min con errore di posizione di 0,37 mm. (Graf. 4 – 5)



Graf.5 - Tempo di scansione in relazione alle sezioni di lavoro per le tre differenti tecniche

5.5 Discussione

Dall'analisi delle posizioni nessuna differenza statisticamente significativa è emersa tra le tre differenti tecniche di scansione (p -value = 0.386). L'errore medio di posizione per la tecnica di scansione MetA è di $0,74 \pm 0,29$ mm, per la tecnica di scansione MetB $0,70 \pm 0,27$ mm e per la tecnica di scansione MetC $0,66 \pm 0,57$ mm. Da una prima analisi dei risultati ottenuti possiamo trarre due conclusioni: la prima che gli errori di posizione ottenuti non sono accettabili dal punto di vista clinico, in quanto il valore di errore di posizione medio desiderabile si aggira intorno ai $120 \mu\text{m}$ riferito al dispositivo protesico. La seconda conclusione, tenendo conto solo dei risultati dell'analisi di posizione, afferma che la tecnica di scansione non influisce sull'accuratezza delle impronte digitali ottenute con uno scanner intra-orale quando lo strumento non è adeguato all'utilizzo clinico. Terza conclusione il tempo di acquisizione diminuisce con l'aumentare il numero delle scansioni. In letteratura abbiamo evidenziato solo due articoli che investigano riguardo l'accuratezza delle impronte digitali generate con differenti tecniche di scansioni. Nel primo articolo pubblicato da Ender e Mehl^{clxiv}, gli autori concludono il protocollo di scansione ha una larga influenza sull'accuratezza delle impronte digitali. Gli autori utilizzando lo scanner Lava Cos due differenti tecniche di scansione: la prima (COS-straight)

rappresenta il protocollo raccomandato dalla casa produttrice, invece la seconda metodologia di scansione denominata (COS-cross) era ricavata dalla pubblicazione di van der Meer et al^{clxv}. I risultati degli errori di posizione medi ottenuti evidenziano un valore di 45,8 µm per la tecnica raccomandata dalla casa produttrice e di 90,2 µm per la tecnica descritta da van der Meer et al. Tuttavia, il risultato ottenuto con la seconda tecnica è differente da quello ottenuto da van der Meer et al., e i valori della precision sono simili 45,2 µm per la tecnica COS-straight e 43,2 µm per la tecnica COS-cross. Quest'ultimo risultato che evidenzia la grande dispersione dei valori di errore di posizione rispetto al valore medio per entrambe le tecniche, fa ipotizzare che lo studio necessiti di un'ulteriore analisi per capire se realmente le tecniche di scansione influenzano l'accuratezza delle impronte digitali.

Nel secondo articolo analizzato, Muller et al.^{clxvi} utilizzano tre differenti tecniche di scansioni su un modello master che rappresenta una arcata dentale completa con lo scanner intra orale Trios e concludono che nessuna differenza statisticamente significativa è emersa tra le tre differenti tecniche analizzando i valori medi degli errori di posizione, però la tecnica di scansione C presentava un valore medio di "trueness" (A = 17,9 ± 16,4 µm; B = 17,1 ± 13,7 µm; C = 26,8 ± 14,7 µm) più basso rispetto alle altre due. Dal punto di vista della "precision" i valori ottenuti erano più bassi per la tecnica di scansione A (35,0 ± 51,1 µm) e più alti per la tecnica di scansione B (8±6 µm) e C (9± 6µm). Quindi dai solo risultati ottenuto dall'analisi di posizione gli autori consigliano l'utilizzo della tecnica di scansione B.

Nel nostro studio di valutazione dell'accuratezza delle impronte digitali generate da tre differenti tecniche di scansione abbiamo trovato dei valori medi di errore di posizione clinicamente non accettabili ma che non presenta differenze significative tra di loro. Questo risultato può essere spiegato dal fatto che gli errori sistematici sono riconducibili al software di acquisizione che è influenzato dalla tecnica di scansione. Rispetto ai due articoli pubblicati in letteratura che presentano dei risultati discordanti, l'autore non si è soffermato solo sull'analisi di posizione ma ha condotto anche un'analisi delle distanze per indagare in modo più approfondito se l'accuratezza delle impronte digitali fosse influenzata dalla tecnica di scansione. Dai grafici delle analisi delle distanze riportati sopra (Graf.1 -2 -3) è possibile

subito notare come la tecnica di scansione MetB presenta meno dispersione degli errori di distanza, rispetto alla tecnica MetA e MetC. Questo risultato ribalta la conclusione che si poteva trarre solo analizzando i valori ottenuti con l'analisi di posizione, in quanto evidenzia che la tecnica di scansione MetB, che era la tecnica di scansione consigliata da produttore dello scanner intra orale, risulta essere la più appropriata da seguire.

Oltre alla analisi di posizione e della distanza, anche il tempo di scansione è stato registrato. (Graf.4). Da questo dato è possibile evidenziare come con l'aumentare del numero di scansioni il tempo diminuisce e questo risultato è di fondamentale importanza per capire quanto rapidamente la curva di apprendimento delle scansioni intra orale si stabilizzi. Studi che investigano sul tempo e sulla curva di apprendimento per capire le reali potenzialità di risparmio di tempo di questi sistemi di scansione intra orale sono evidentemente necessari per il clinico.

5.6 Conclusione

Dalla prima sperimentazione condotta è possibile concludere che la tecnica di scansione influenza l'accuratezza delle impronte digitali, infatti la tecnica MetB , che rappresentava il protocollo di scansione consigliato dalla casa produttrice dello scanner intra orale , risulta essere la più appropriata da seguire in casi di riabilitazione totali.

Sperimentazione n° 2

Valutazione dell'accuratezza di sei differenti scanner intra-orali

5.7 Analisi della Letteratura

Un'analisi della letteratura è stata condotta per capire se fossero presenti ricerche con lo scopo di investigare l'accuratezza delle impronte digitali in arcate complete che necessitano una riabilitazione impianto-protetica realizzate con differenti tipi di scanner intra-orali. Per la ricerca bibliografica si è utilizzata principalmente la banca dati medica di PubMed/MEDLINE (US National Library of Medicine, National Institute of Health). Le parole chiavi utilizzate nella ricerca bibliografica sono state prima verificate attraverso il dizionario medico MeSH (US National Library of Medicine, National Institute of Health) e di seguito inserite nel database PubMed/MEDLINE. La ricerca è stata effettuata usando le seguenti parole chiavi: "Intraoral" AND "Scan" AND "Digital" AND "Full-arch" AND "Dental" AND "Implants" AND "Scanning" AND "Impression". Alcune pubblicazioni non presenti nell'archivio di PubMed poiché meno recenti, sono state reperite tramite il motore di ricerca Google Scholar. (Tab.1)

Parole Chiavi	Risultati
Intraoral Scan Full Arch	3
Intraoral Scan Dental Implants	17
Intraoral Scannig Dental Implants	42
Intraoral Scanning Full Arch	17
Intraoral Scanning Full Arch Dental	13

Intraoral Scanning Full Arch Dental Implants	1
--	---

Tab.1 – Parole Chiavi

Dalla ricerca che è stata condotta tra il 2014 e il 2016 sono emersi differenti articoli e dopo essere stati analizzati solo sei articoli sono stati selezionati, di cui quattro sono stati pubblicati dagli stessi autori. Tuttavia, di seguito è stato incluso un ulteriore articolo che rientra nei criteri di inclusione, ma è stato pubblicato durante la fase di scrittura di questa tesi.

Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014 Jul-Aug;29(4):853-62.

Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. Clin Implant Dent Relat Res. 2015 Jan;17 Suppl 1:e54-64

Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. Implant Dent. 2015 Oct;24(5):498-504.

Giménez B, Pradies G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015 Jan-Feb;30(1):56-64.

Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. Clin Oral Implants Res. 2016 Apr;27(4):465-72.

Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. Clin Oral Implants Res. 2016 Dec 31. doi: 10.1111/clr.12994.

Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. Clin Oral Implants Res. 2017 Jun;28(6):648-653. doi: 10.1111/clr.12853.

Gimenez et al. hanno utilizzato differenti scanner intra-orali: Lava Chairside Oral Scanner (3M ESPE)^{clxvii}, iTero (Cadent)^{clxviii}; Cerec AC Bluecam (Sirona)^{clxix} 3D Progress (MHT)^{clxx} e Zfx Intrascan (Zimmer Dental)^{clxxi} con cui hanno eseguito impronte digitali del modello master per valutare l'accuratezza secondo parametri clinici quali angolazione dell'impianto, profondità dell'impianto ed esperienza dell'operatore attraverso un'analisi di distanza (27-25, 27-22, 27-12, 27-15 e 27-17) tra i punti centrali dei rispettivi impianti. Il modello master utilizzato rappresentava una mandibola in cui

erano posizionati 6 impianti (Certain 4, 1/11 mm, Biomet 3i, Palm Beach Gardens, FL, USA) posizionati a livello degli incisivi laterali (12,22), dei secondi premolari (15,25), and sei secondi molari (17,27) . Gli impianti erano collocati nelle seguente angolazioni e profondità: gli impianti in posizione 17 e 27 a 0 ° e 0 mm di profondità (livello del margine gengivale); l'impianto in posizione 15 con angolo distale di 30 ° e profondità di 0 mm; l'impianto 25 con angolo 30 ° mesiale, profondità 0 mm; il n. 12 a 0 ° e 4 mm di profondità; e l' impianto n. 22 a 0 ° con profondità di 2 mm. Il tessuto gengivale veniva simulato con silicone (Vestogum, 3 M ESPE, St Paul, MN, USA). I sei scan-body sono stati prodotti in peek con una altezza di 8 mm (Createch Medical, Crech Medical S.L., Mendaro, Spagna). (Fig 1.)

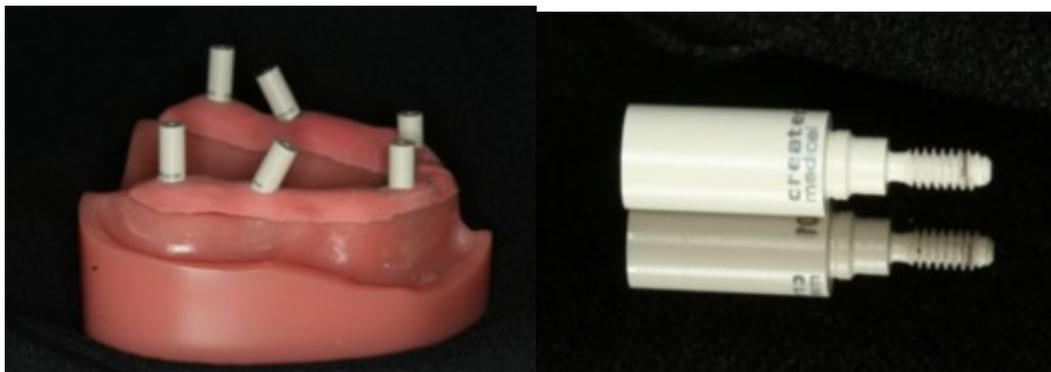


Fig.1- Modello master con relativi scan-body

I risultati riportati dagli autori per lo scanner Lava Cos^{clxxii} variano da una distanza media di $-45,02 \pm 37,31 \mu\text{m}$ ad una distanza media di $-29,39 \pm 5,49 \mu\text{m}$ per operatori esperti che hanno eseguito le dieci scansioni del modello master, invece per gli inesperti il range varia da $-4,73 \pm 73,47 \mu\text{m}$ a $30,70 \pm 54 \mu\text{m}$. Per quanto riguarda il sistema iTero^{clxxiii} il range medio delle distanze dopo venti acquisizioni eseguite solo da operatori esperti varia da una distanza media da $-32 \pm 216,4 \mu\text{m}$ a $-14,1 \pm 25,6 \mu\text{m}$. Per il sistema Blucam^{clxxiv} le distanze medie variano da $-123,06 \pm 138,31 \mu\text{m}$ a $116,84 \pm 94,23 \mu\text{m}$. Nell'ultimo articolo in cui gli autori valutano due scanner intra-oral che utilizzano la stessa tecnologia di acquisizione ma presentano due software diversi il range medio delle distanze per il sistema Zfx^{clxxv} varia da $-216,7 \pm 836,6 \mu\text{m}$ a $-32 \pm 111,1 \mu\text{m}$, invece per lo scanner 3D Progress i valori medi delle

distanze variano da $9,3 \pm 209,5 \mu\text{m}$ a $497,4 \pm 1346 \mu\text{m}$.

Nel lavoro pubblicato da Papaspyridakos et al.^{clxxvi} e da Amin et al^{clxxvii} entrambi gli autori utilizzano un modello master in gesso che rappresentava una mandibola edentula in cui erano posizionati cinque impianti ad esagono interno in zona intraforamica (Fig.2). Nel lavoro di Papaspyridakos et al solo uno scanner intra orale viene inserito nella ricerca Trios (3Shape, Danimark) gli altri gruppi sono costituiti da impronte tradizionali dalle quali veniva ricavato il modello in gesso , che a sua volta veniva importato in ambiente Cad.



Fig. 2 - Modello master con Scan-body utilizzato da Papaspyridakos et al e da Amin et al.

Nel lavoro di Amin et al^{clxxviii} vengono esaminati due differenti tipi di scanner intra-orali (Cerec Omnicam e 3M True Definition) oltre al gruppo delle impronte tradizionali eseguite con del polietere. Papaspyridakos riporta i risultati dell'accuratezza dell'impronta digitale come valore medio dell'analisi delle distanze , in cui lo scan-body in posizione 2 rappresenta il punto zero di partenza . I valori medi riportati sono $19,38 \mu\text{m}$ ($11,54 - 26,21 \mu\text{m}$). Invece, Amin esegue una analisi delle posizioni e la media dei valori delle deviazioni trovate (trueness) sono rispettivamente $167.93 \mu\text{m}$ (SD 50.37) per il gruppo impregum; $46.41 \mu\text{m}$ (SD 7.34) per lo scanner CEREC Omnicam e $19.32 \mu\text{m}$ (SD 2.77) per lo scanner 3M True Definition.

Ultimo articolo selezionato e pubblicato durante il corrente anno è quello di Vandeweghe S et al.^{clxxix},

in cui viene valutata la trueness e la precision di quattro differenti scanner intra-oralì : Lava C.O.S. (3M ESPE), True Definition Scanner (3M ESPE), Cerec AC Omnicam (Sirona) e Trios (3Shape) utilizzando un modello master in resina in cui viene rappresentato una mandibola contenete sei impianti ad esagono interno. (Fig. 3)



Fig.3 – Modello Master utilizzato da Vandeweghe

I risultati medi riportati dagli autori per la trueness erano di 112 μm (SD 0.025, range 84–174 μm) per il sistema Lava C.O.S., 35 μm (SD 0.012, range 23– 61 μm) per il sistema True Definition, 28 μm (SD 0.007, range 21–44 μm) per il sistema Trios e in ultimo 61 μm (SD 0.023, range 29– 99 μm) per il sistema Cerec Omnicam. Invece i risultati medi della precision calcolati dagli autori sono 66 μm (SD 0.025, range 1– 132 μm) per il sistema Lava C.O.S. , 30 μm (SD 0.011, range 13– 54 μm) per True Definition, 33 μm (SD 0.012, range 5– 57 μm) per Trios and 59 μm (SD 0.024, range 9– 115 μm) for Cerec Omnicam.

5.8 Scopo

Con l’obiettivo esaminare in modo più dettagliato le reali potenzialità e limiti delle impronte digitali, lo scopo di questa seconda sperimentazione è di valutare l’accuratezza (trueness e precision) delle impronte digitali eseguite mediante sei differenti scanner intra-oralì , utilizzando la metodologia di

valutazione sviluppata e descritta in questa tesi.

5.9 Materiali e Metodi

Sei differenti tipi di scanner intra-orali presenti in commercio nell'anno 2016 sono stati reclutati e classificati nel seguente modo: ScanA , ScanB, ScanC, Scan D, ScanE e ScanF. Un operatore esperto ha eseguito 15 impronte digitali del modello master precedentemente descritto che rappresenta una arcata inferiore in cui sono presenti sei scan-body. Le impronte digitali sono state eseguite in un ambiente a temperature controllata ($22\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}$) con un'umidità relativa del $45\% \pm 10\%$. La tecnica di scansione utilizzata per acquisire il modello master è stata quella indicata dal produttore di ogni scanner intra orale. terminate le fasi di acquisizione del modello master tutte le impronte digitali vengono sottoposte alla procedura di elaborazione ,come descritto nella metodologia di valutazione, per poter eseguire le analisi 3D delle distanze e delle posizioni. Analisi statistica descrittiva degli errori di posizione è stata condotta per ogni scanner intra orale, inoltre sono stati registrati le dimensioni medie dei file delle impronte digitali.

5.10 Risultati

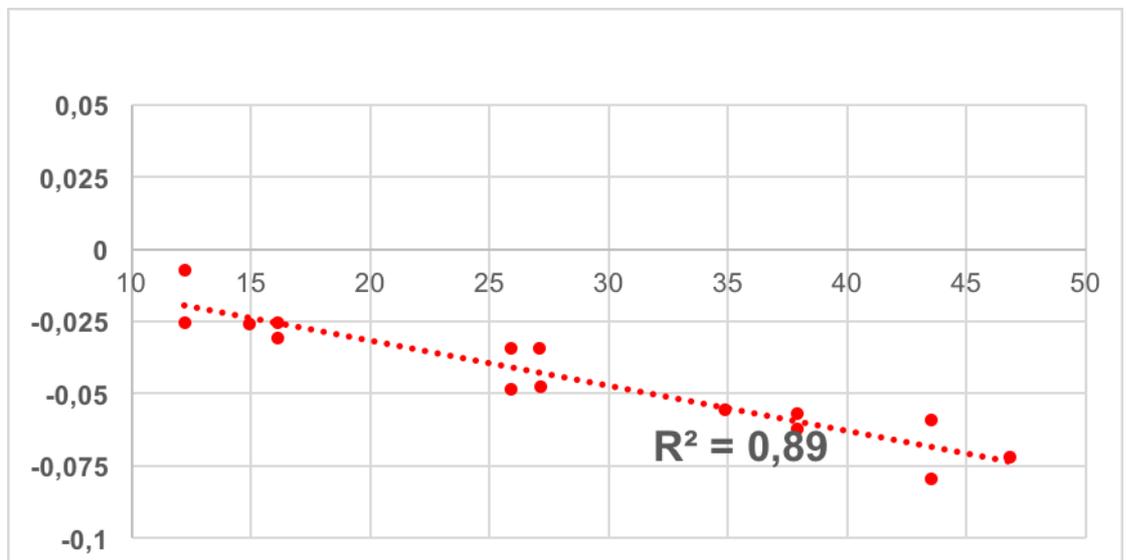
Dalla analisi statistica descrittiva degli errori di posizione emerge che lo ScanA presenta un errore medio di posizione di $31\mu\text{m}$ (SD $9\mu\text{m}$, min = $18\mu\text{m}$, Max = $47\mu\text{m}$, Dimensione file 38000 KB), lo ScanB di $31\mu\text{m}$ (SD $5\mu\text{m}$, min = $22\mu\text{m}$, Max = $40\mu\text{m}$, Dimensione file 6000 KB), lo ScanC $60\mu\text{m}$ (SD $31\mu\text{m}$, min = $18\mu\text{m}$, Max = $47\mu\text{m}$, Dimensione file 15000 KB), lo ScanD di $256\mu\text{m}$ (SD $81\mu\text{m}$, min = $117\mu\text{m}$, Max = $350\mu\text{m}$, Dimensione file 10000 KB), lo ScanE di $98\mu\text{m}$ (SD $23\mu\text{m}$, min = $40\mu\text{m}$, Max = $135\mu\text{m}$, Dimensione file 10000 KB), in ultimo lo ScanF presenta un errore di posizione medio di $60\mu\text{m}$ (SD $18\mu\text{m}$, min = $31\mu\text{m}$, Max = $88\mu\text{m}$, Dimensione file 8000 KB).

I risultati dell'analisi delle distanze sono riportati nelle seguenti tabelle (Tab. 1,2,3,4,5,6) e nei seguenti grafici (Graf. 1,2,3,4,5,6)

Distanza	Distanze in mm
Scan 1 – Scan 2	-0,025
Scan 1 – Scan 3	-0,034
Scan 1 – Scan 4	-0,062
Scan 1 – Scan 5	-0,079
Scan 1- Scan 6	-0,072
Scan 2 – Scan 3	-0,007
Scan 2 – Scan 4	-0,034
Scan 2 – Scan 5	-0,055
Scan 2 – Scan 6	-0,059
Scan 3 – Scan 4	-0,026
Scan 3 – Scan 5	-0,048
Scan 3 – Scan 6	-0,057
Scan 4 – Scan 5	-0,025
Scan 4 – Scan 6	-0,047
Scan 5 – Scan 6	-0,030

Tab. 1 - Valori medi dell'analisi delle distanze (mm) per lo ScanA

Errore medio
(mm)



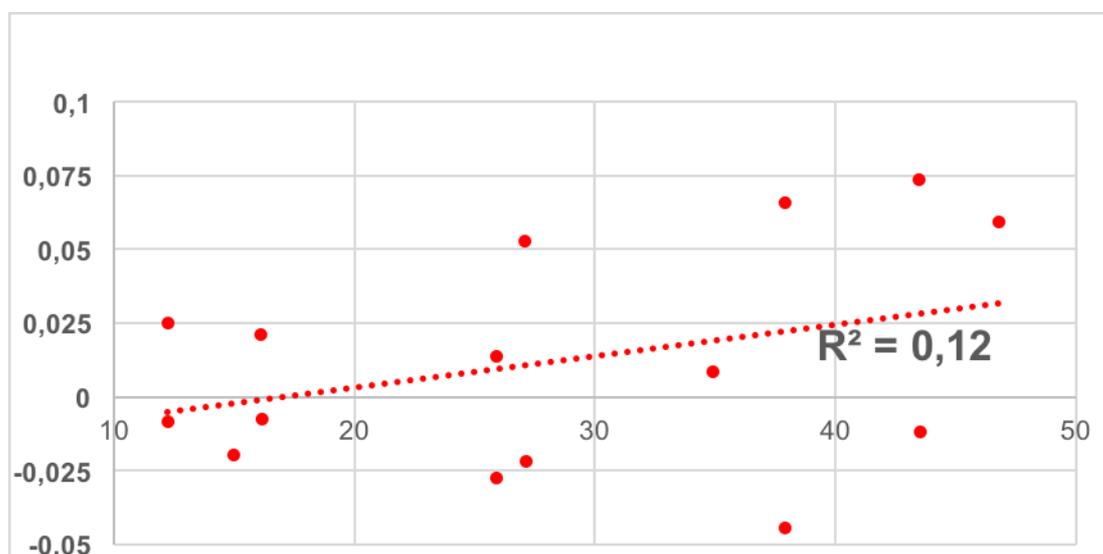
Distanza (mm)

Graf.1 - Analisi delle distanze con linea di regressione per lo ScanA

Distanza	Distanze in mm
Scan 1 – Scan 2	0,021
Scan 1 – Scan 3	0,052
Scan 1 – Scan 4	0,065
Scan 1 – Scan 5	0,073
Scan 1- Scan 6	0,059
Scan 2 – Scan 3	0,024
Scan 2 – Scan 4	0,013
Scan 2 – Scan 5	0,008
Scan 2 – Scan 6	-0,011
Scan 3 – Scan 4	-0,019
Scan 3 – Scan 5	-0,027
Scan 3 – Scan 6	-0,044
Scan 4 – Scan 5	-0,008
Scan 4 – Scan 6	-0,021
Scan 5 – Scan 6	-0,007

Tab. 2- Valori medi dell'analisi delle distanze (mm) per lo ScanB

Errore medio
(mm)

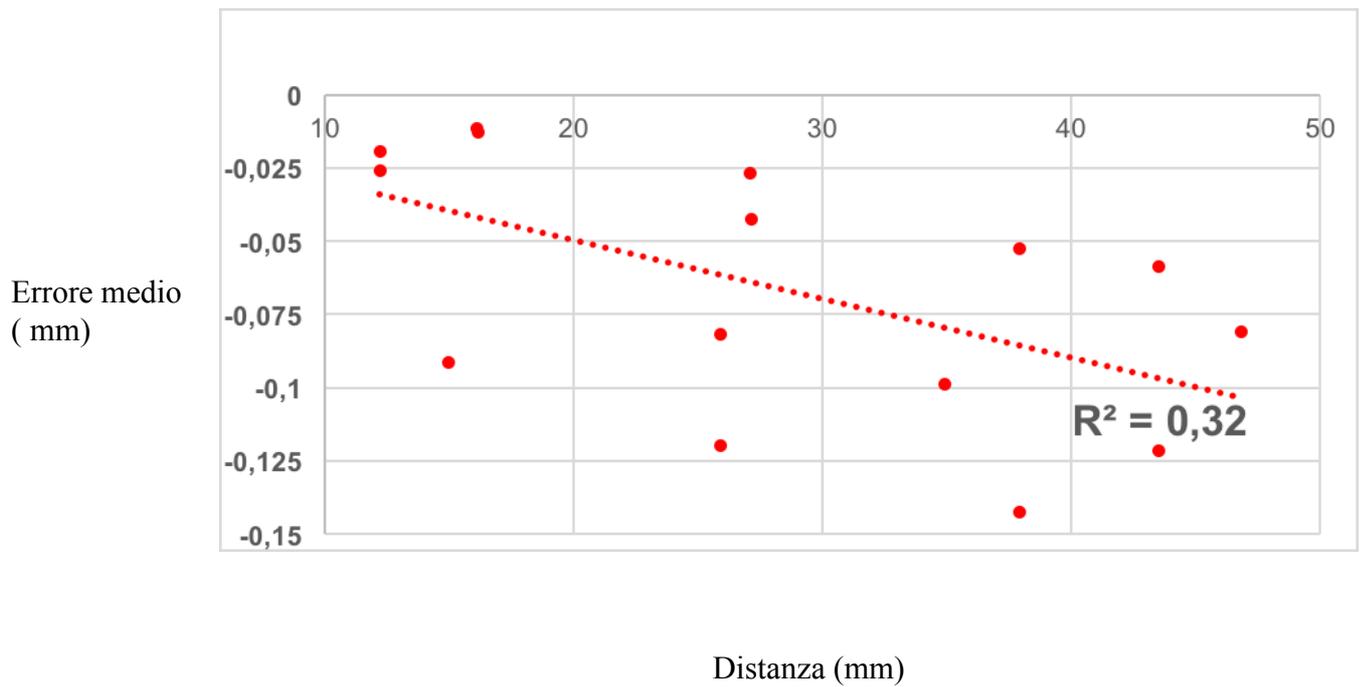


Distanza (mm)

Graf.2 - Analisi delle distanze con linea di regressione per lo ScanB

Distanza	Distanze in mm
Scan 1 – Scan 2	-0,011
Scan 1 – Scan 3	-0,026
Scan 1 – Scan 4	-0,052
Scan 1 – Scan 5	-0,058
Scan 1- Scan 6	-0,080
Scan 2 – Scan 3	-0,019
Scan 2 – Scan 4	-0,082
Scan 2 – Scan 5	-0,098
Scan 2 – Scan 6	-0,121
Scan 3 – Scan 4	-0,091
Scan 3 – Scan 5	-0,119
Scan 3 – Scan 6	-0,142
Scan 4 – Scan 5	-0,025
Scan 4 – Scan 6	-0,042
Scan 5 – Scan 6	-0,012

Tab. 3 - Valori medi dell'analisi delle distanze (mm) per lo ScanC

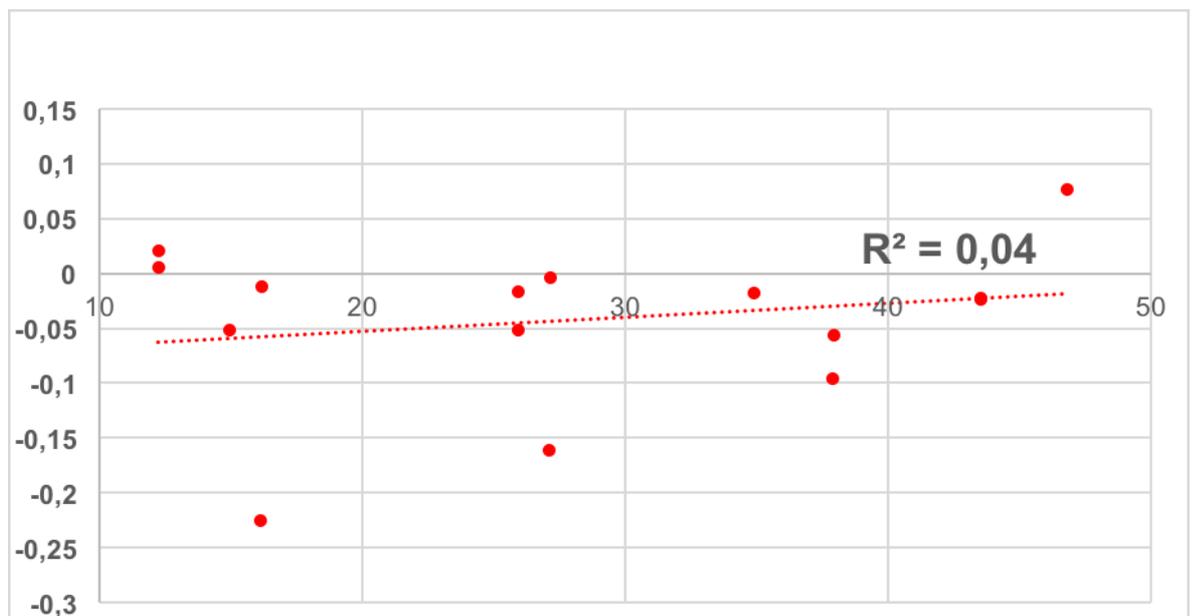


Graf.3 - Analisi delle distanze con linea di regressione per lo ScanC

Distanza	Distanze in mm
Scan 1 – Scan 2	-0,225
Scan 1 – Scan 3	-0,161
Scan 1 – Scan 4	-0,096
Scan 1 – Scan 5	-0,022
Scan 1- Scan 6	0,076
Scan 2 – Scan 3	0,021
Scan 2 – Scan 4	-0,016
Scan 2 – Scan 5	-0,018
Scan 2 – Scan 6	-0,023
Scan 3 – Scan 4	-0,052
Scan 3 – Scan 5	-0,051
Scan 3 – Scan 6	-0,056
Scan 4 – Scan 5	0,005
Scan 4 – Scan 6	-0,003
Scan 5 – Scan 6	-0,012

Tab. 4 - Valori medi dell'analisi delle distanze (mm) per lo ScanD

Errore medio (mm)



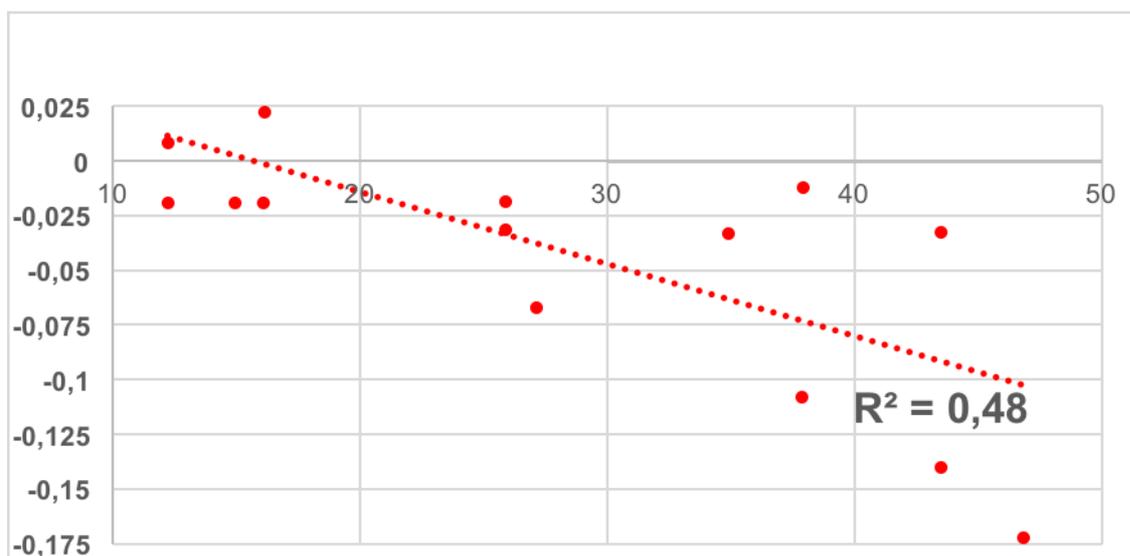
Distanza (mm)

Graf.4 - Analisi delle distanze con linea di regressione per lo ScanD

Distanza	Distanze in mm
Scan 1 – Scan 2	-0,019
Scan 1 – Scan 3	-0,067
Scan 1 – Scan 4	-0,108
Scan 1 – Scan 5	-0,140
Scan 1 - Scan 6	-0,172
Scan 2 – Scan 3	-0,019
Scan 2 – Scan 4	-0,031
Scan 2 – Scan 5	-0,032
Scan 2 – Scan 6	-0,032
Scan 3 – Scan 4	-0,018
Scan 3 – Scan 5	-0,018
Scan 3 – Scan 6	-0,012
Scan 4 – Scan 5	0,008
Scan 4 – Scan 6	0,026
Scan 5 – Scan 6	0,022

Tab. 5 - Valori medi dell'analisi delle distanze (mm) per lo Scan

Errore medio
(mm)

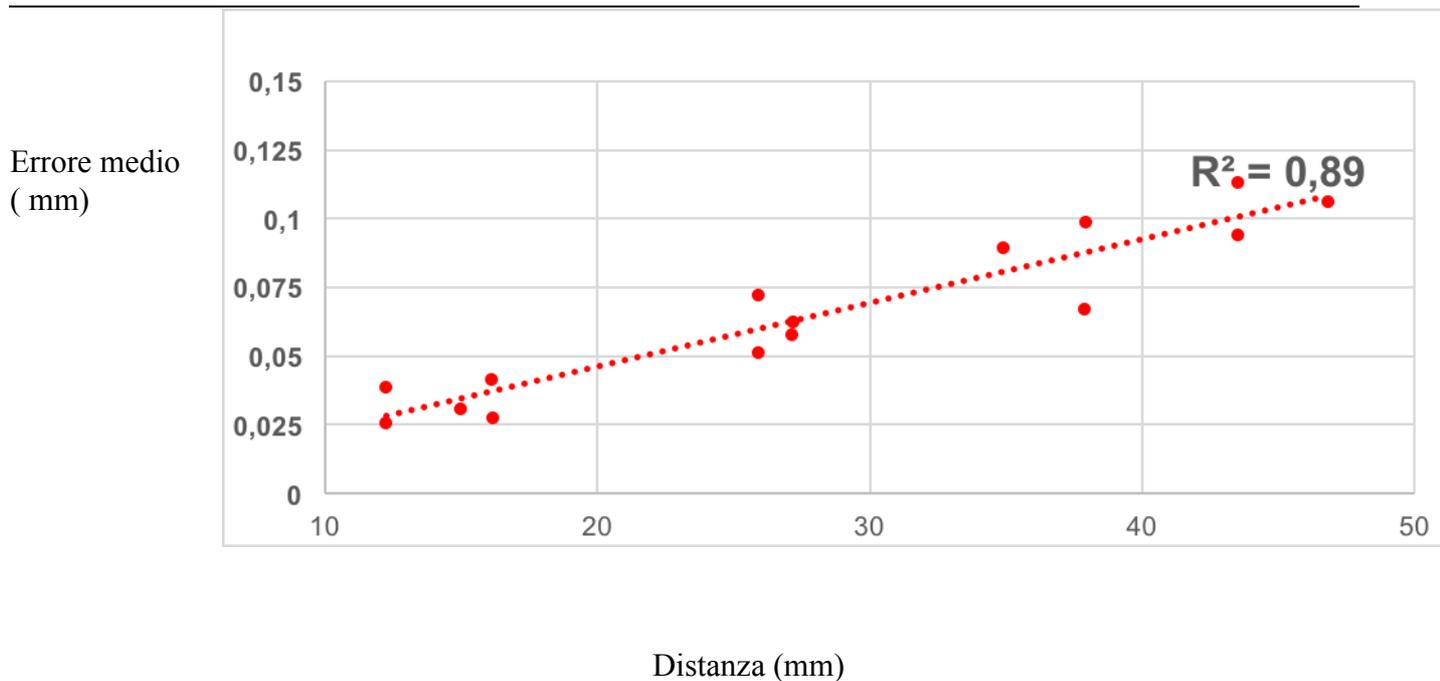


Distanza (mm)

Graf.5 - Analisi de lel distanze con linea di regressione per lo ScanE

Distanza	Distanze in mm
Scan 1 – Scan 2	0,041
Scan 1 – Scan 3	0,057
Scan 1 – Scan 4	0,066
Scan 1 – Scan 5	0,093
Scan 1- Scan 6	0,106
Scan 2 – Scan 3	0,025
Scan 2 – Scan 4	0,050
Scan 2 – Scan 5	0,089
Scan 2 – Scan 6	0,112
Scan 3 – Scan 4	0,030
Scan 3 – Scan 5	0,071
Scan 3 – Scan 6	0,098
Scan 4 – Scan 5	0,038
Scan 4 – Scan 6	0,062
Scan 5 – Scan 6	0,027

Tab. 6 - Valori medi dell'analisi delle distanze (mm) per lo ScanF



Graf.6 - Analisi delle distanze con linea di regressione per lo ScanF

5.11 Discussione

Dall'analisi di posizione sono emersi che gli scanner intra orali A e B presenta le migliori performance (A = $31 \mu\text{m} \pm 9 \mu\text{m}$; B = $31 \mu\text{m} \pm 5 \mu\text{m}$); gli scanner C e F hanno ottenuto valori intermedi (C = $60 \mu\text{m} \pm 31 \mu\text{m}$; F = $60 \mu\text{m} \pm 18 \mu\text{m}$); lo scanner E presenta risultati medio-bassi(E = $98 \mu\text{m} \pm 23 \mu\text{m}$) e invece lo scanner D è risultato quello con le peggiori performace (D = $256 \mu\text{m} \pm 81 \mu\text{m}$). Questa classificazione viene effettuata basandosi sul fatto che clinicamente i valori auspicabili di errore di posizione tra protesi e la testa dell'impianto è di circa $120 \mu\text{m}$, secondo i valori presenti in letteratura riportati da McLean e von Fraunhofer. Tuttavia il clinico , soprattutto in riabilitazione implanto-protesi deve cercare di ottenere errori di posizione di circa 30-75 micron per evitare l'incidenza di complicanze meccaniche e biologiche. Oltre all'analisi delle posizioni, l'autore ha condotto anche un analisi delle distanze per individuare maggiori delucidazioni su quale scanner intra orale presenti le migliori performance. Dai grafici (Graf. 1-2-3-4-5-6) sopra rappresentati , si nota come solo gli scanner

A ($R^2 = 0,89$) e F ($R^2 = 0,89$) presentino una buona relazione lineare con la distanza degli scan-body. Lo scanner B, che presenta i medesimi valori medi di errore di posizione dello scanner A, dall'analisi delle distanze (Graf.2) presenta una maggiore dispersione e nessuna relazione lineare tra l'errore e le distanze. Da questo risultato più dettagliato è possibile affermare che lo scanner A rappresenta lo strumento con maggiori performance in termini di accuratezza durante l'acquisizione di un'arcata completa. Durante la fase di analisi, le dimensioni dei file di ogni impronta digitale sono state registrate. Lo scanner A produceva un'impronta digitale con una dimensione media di 38000 KB, lo ScanB di 6000 KB, lo ScanC di 15000 KB, lo ScanD di 10000 KB, lo ScanE di 10000 KB e lo ScanF di 8000 KB. Da questi risultati è possibile affermare che non c'è correlazione tra dimensione del file e accuratezza dell'impronta digitale. Lo Scanner A presenta una dimensione media di 38000 KB invece lo scanner B di 6000 KB circa il 75% di meno, ma entrambi presentavano il medesimo errore di posizione.

5.12 Conclusione

Lo scanner A risultata avere le migliori performance rispetto a tutti gli altri analizzati. La dimensione del file dell'impronta digitale non implica maggiore accuratezza dell'impronta digitale.

Capitolo 6: Impronta tradizionale

6.1 Metodiche tradizionali di presa d'impronta

I materiali di impronta sono utilizzati dall'odontoiatra per la rilevazione di una posizione tridimensionale nello spazio dell'impianto e/o la morfologia dentale e i rispettivi tessuti perimplantari e/o periorali e il trasferimento di questa posizione sul modello master^{clxxx}. I materiali da impronta vengono utilizzati in un campo umido e dimensionalmente ridotto con la presenza di diverse strutture anatomiche, quale il cavo orale, e devono riprodurre molte caratteristiche anatomiche senza subire modificazioni dimensionali prima che vengono colate^{clxxxii}. Per tali motivi i materiali da impronta devono possedere determinate caratteristiche fisiche.

Fedeltà nella riproduzione dei dettagli: Un buon materiale d'impronta dovrebbe essere in grado di riprodurre esattamente tutte le eventuali irregolarità presenti, infatti un materiale si classifica come "dotato" di un'alta fedeltà di riproduzione dei dettagli quando riesce a rilevare con precisione una fessura a V con l'ampiezza di 0,02 mm^{clxxxii}. Secondo la specifica n°19 dell'ADA (American Dental Association) gli elastomeri devono essere in grado di riprodurre dettagli fino a 0,0025 mm, invece i polivinilsilossani raggiungono una precisione di 0,001mm^{clxxxiii}.

Fluidità: Caratteristiche dei materiali a raggiungere spazi ristretti come i solchi gengivali. Da punto di vista fisico rappresenta la variazione della viscosità del materiale nel tempo, dove per viscosità si intende il coefficiente di attrito interno che un materiale plastico possiede in un condotto di piccolo raggio quando su di esso viene esercitata una pressione, quindi minore è la viscosità e maggiore saranno i dettagli memorizzati^{clxxxiv}.

Memoria elastica: Proprietà che consente ai materiali di impronta di riacquistare la loro dimensione iniziale dopo aver subito una deformazione in seguito ad una sollecitazione^{clxxxv}. Questa caratteristica è di vitale importanza specialmente nella fase di rimozione del materiale di impronta dal cavo orale, in quanto si esercita una pressione. Questa caratteristica è comune nella maggior parte dei materiali di impronta, ma la risposta elastica del materiale dipende oltre dalle caratteristiche meccaniche, anche dal tempo della miscelazione del materiale e da dalla temperatura : maggiore il tempo di pressa del materiale, più rapido è il suo recupero elastico.

Idrofilia : Per idrofilia si intende l'affinità che il materiale di impronta possiede con l'acqua e può essere quantificata misurando l'angolo di contatto che una goccia d'acqua forma quando viene applicata sul materiale preso in esame: più l'angolo è piccolo e più il materiale è idrofilo.^{clxxxvi} Questa caratteristica è fondamentale in quanto è del tutto impossibile evitare gemizi di sangue, saliva, fluidi gengivali e tessuti orali molli bagnati quando si rileva un'impronta di precisione^{clxxxvii}. Inoltre, un materiale di impronta idrofilo permette la realizzazione di un modello master più preciso, in quanto il gesso impastato con l'acqua è molto umido e si adatta perfettamente all'impronta mettendo in evidenza i dettagli più piccoli. Tuttavia , un risvolto negativo di tale caratteristica risiede nel fatto che tale materiale potrebbe deformarsi per l'assorbimento dell'acqua presente nell'umidità atmosferica e nelle soluzioni disinfettanti^{clxxxviii}.

Bagnabilità : Proprietà che consente ad un materiale di sviluppare una superficie di contatto con le altre sostanze^{clxxxix}. Questa caratteristica è inversamente proporzionale alla tensione superficiale, quindi con una minore tensione superficiale il materiale si distribuisce in modo omogeneo anche nei punti difficili da rilevare, quindi un materiale da impronta con una buona bagnabilità renderà il modello master più preciso e privo di bolle.

Tissotropia : Proprietà dei materiali a medio–bassa viscosità di accrescere la propria fluidità se sottoposti a pressione o sollecitazione meccanica ed a recuperare la viscosità originale al cessare delle condizioni che hanno determinato tale variazione^{cx}. Questa caratteristica consente al materiale di

impronta di distribuirsi in modo uniforme negli spazi da rilevare.

Stabilità Dimensionale : Caratteristica importante dei materiali da impronta dopo la loro solidificazione , in quanto il materiale non deve perdere stabilità dimensionale dovuti a fenomeni di contrazione od espansione per conservare immutata la loro forma iniziale. I fattori che possono alterare la dimensione del materiale sono i processi di polimerizzazione, inversamente proporzionale al volume iniziale del materiale; la perdita di intermedi di reazione, sottoprodotti di piccole dimensioni che tendono a volatilizzare contraendo il materiale; e il legame adesivo tra materiale e portaimpronta; lo spessore del materiale polimerizzato e la viscosità^{cxci}.

Resistenza allo strappo : Capacità del materiale di non subire lacerazioni , deformazioni permanenti o stiramenti al momento della rimozione del cavo orale^{cxcii}, soprattutto a livello dei sottosquadri o delle zone interprossimali.

Dosabilità e Miscelazione : Il dosaggio esatto dei vari materiali da impronta è fondamentale per non alterare i tempi di presa e consentire l'espletamento delle sue proprietà meccaniche. Una volta questa fase era affidata a gli operatori clinici con il rischio di incorporare vuoti d'aria e/o di modificare strutturalmente il materiale^{cxciiii}.

Biocompatibilità : Il materiale da impronta non deve essere assolutamente tossico né irritante per la mucosa orale e per gli addetti alla sua manipolazione^{cxciv}.

Caratteristiche organolettiche : Il materiale da impronta dovrebbe avere odore, sapore, colore gradevole tali da essere ben accetti dai pazienti e dall'operatore.

Stoccaggio : Da punto di vista della logistica è molto importante il stoccaggio del materiale di impronta in un ambiente che presenti una temperatura come da indicazioni del produttore, sia per poter dosare in maniera esatta e sia per miscelarlo omogeneamente. La cattiva conservazione del materiale comporterebbe un'alterazione dei tempi di lavorazione e di presa del materiale.

Tempo di presa : Il tempo di presa o anche nominato tempo di indurimento, ossia il periodo che intercorre tra l'inizio della miscelazione del materiale e la fine della fase plastica, quando il materiale diventa elastico, pronto per essere rimosso dal cavo orale senza subire deformazione. Il tempo di presa non deve essere né troppo breve , cosa che impedirebbe una corretta manipolazione, né troppo lungo , cosa che affaticherebbe eccessivamente il paziente durante il rivelamento dell'impronta.

Tuttavia nessun materiale di impronta è in grado di soddisfare appieno tutti questi requisiti e di avere un costo adeguato, sarà compito dell'odontoiatra di capire quale materiale è più adeguato per la propria attività clinica per ottenere un'impronta che riesca a rilevare tutte le caratteristiche presenti all'interno del cavo orale. Ottenere il fit passivo è il principale obiettivo per la realizzazione di una protesi totale fissa impianto-supportata in quanto errori in questa fase porteranno ad altri errori che si accumuleranno durante le fasi di laboratorio. Fondamentale per questo scopo è l'accuratezza del modello, la quale è direttamente condizionata dalla precisione dell'impronta e dalla tecnica utilizzata^{CXCV}.

6.2 Classificazione dei materiali da impronta

Una prima divisione che deve essere effettuata tra i differenti tipi di materiali da impronta è tra elastici , deformabili in grado di riacquistare la loro dimensione iniziale e non elastici , quindi indeformabili^{CXCVI}. I materiali da impronta non deformabili sono : paste termoplastiche , cere da impronta, paste all'ossido di zinco ed eugenolo, gesso da impronta e resine calcinabili. Mentre i materiali da impronta elastici sono : gli idrocolloidi che si suddividono in reversibili (agar) e irreversibili (alginati) e gli elastomeri che si suddividono in polisolfuri; siliconi per addizione (polivinilsilossano) e per condensazione e polieteri (elastomeri con maggiore idrofilia). Tuttavia i materiali da impronta che vengono utilizzati in protesi-impianto-supportata sono gli elastomeri, in particolar modo i siliceni per condensazione , per addizione e gli elastomeri. I siliceni per condensazione (policondensazione) sono stati i primi materiali elastomerici messi in commercio e fino l'avvento dei siliconi per addizione sono stati i più utilizzati in protesi fissa, sia su denti naturali che su impianti. I siliceni per condensazione sono costituiti da una

pasta base contenente polidimetilsilossano , ossidi a base di titanio e polvere di silice, che conferisce pastosità e da una pasta acceleratrice. I vantaggi di questo materiale sono : notevole capacità di riprodurre i dettagli; buona stabilità dimensionale per circa 24 ore; insensibilità all'umidità atmosferica, eccellente elasticità, scarsa tendenza allo strappo, odore e sapore accettabili e costo inferiore ai siliconi per addizione^{cxvii}. I siliconi per addizione sono materiali di seconda generazione che si differenziano dai siliconi per condensazione , per il fatto di non liberare dalla reazione di legame tra le catene del monomero prodotti alcolici secondari, responsabili delle modificazioni volumetriche del polimero. La pasta base è costituita da un polimero siliconico a basso peso molecolare (polimetilsilossano) , mentre la pasta reagente da un polimero siliconico a basso peso molecolare , un catalizzatore costituito dal sale dell'acido cloroplatinico. Secondo alcune ricerche la contrazione di questo materiale risulta essere circa dello 0,05% dopo 72 ore^{cxviii}, quindi l'elevata stabilità dimensionale nel tempo, l'ottima memoria elastica^{cxix} e le buone caratteristiche di idrocompatibilità^{cc} rendono questo materiali uno dei più diffusi ed utilizzati nel campo della protesi fissa. I polieteri nascono in Germania negli anni 60 con lo scopo di trovare un materiale più stabile dimensionalmente rispetto ai siliconi per condensazione. Simili ai siliconi per addizione presentano un processo di polimerizzazione che non liberano residui alcolici secondari responsabili della contrazione^{cci}. La base dei polieteri è costituita da molecola formata dalla ripetizione di legami eterossido con gruppi laterali reattivi etilenamminici, il reagente è costituito da un estere disolfonato e il riempitivo da silice colloidale inerte. I principali vantaggi sono costituiti da una elevata precisione di dettaglio con un' ottima stabilità dimensionale,ideali per i casi di arcate totali e una durezza superiore a tutti gli altri elastomeri , tuttavia il costo elevato può essere considerato come il principale svantaggio di questo materiale che è indicato come il principale materiale per la realizzazione dell'impronta di precisione in protesi fissa supportata da impianti.

6.3 Tecniche di impronta in impianto-protesi

Le due tecniche principali della presa di impronta in protesi fissa su impianto sono quella diretta e quella

indiretta. Nella tecnica diretta il moncone, ossia l'abutment, che è avvitato all'impianto e non ha una forma stabilita, viene individualizzato attraverso il fresaggio direttamente all'interno del cavo orale per poi eseguire un'impronta normale come se ci fossero i denti naturali. Questa tecnica presenta diversi svantaggi come la difficoltà di fresare il titanio direttamente nel cavo orale, lo sviluppo di calore e di stress per l'impianto e i tessuti perimplantari e l'utilizzo di sistemi di retrazione del margine gengivale per permettere la lettura sul modello del margine di finitura. L'utilizzo dei fili di retrazione nell'impronta diretta dei monconi implantari devono essere limitati alle misure di diametro più piccolo, 3-0 e 2-0, che saranno applicati imbevuti di acqua e non di sostanze chimiche astringenti che possono irritare il delicato sistema di tessuti molli perimplantari. La tecnica introduce nel sistema delle inevitabili imprecisioni legate alle possibili variazioni dimensionali dei materiali da colatura con cui viene sviluppato il moncone implantare (gesso, resina epossidica o poliuretana). Inoltre la tecnica diretta, non utilizzando l'accoppiamento di transfer ed analoghi da laboratorio, non consente il controllo visivo e strumentale sul modello di lavoro della precisione della fusione sull'abutment definitivo in quanto quest'ultimo è fresato direttamente nel cavo orale.

La tecnica indiretta è quella che oggi è più utilizzata. Tale tecnica, anche se complessa, rileva la posizione spaziale dell'impianto in modo da trasferire il tutto nel modello mediante l'utilizzo dei transfer da impronta e degli analoghi che simulano gli impianti. A differenza della tecnica diretta, l'accoppiamento dei transfer è più preciso e di conseguenza risulta anche precisa la riproduzione del margine della piattaforma implantare. Questo tipo di impronta può essere utilizzato con tre metodiche differenti: Tecnica pick-up (a portaimpronte aperto), tecnica a strappo (riposizionata o a portaimpronte chiuso) e tecnica pull-up (a portaimpronte chiuso).

L'impronta con tecnica pick-up prevede l'utilizzo di transfer solidarizzati (splintati) agli impianti mediante viti di serraggio e di un porta impronte individuale fenestrato in corrispondenza delle suddette viti per poterle svitare al termine della fase di indurimento del materiale, nel quale rimarranno incorporati i transfer. (Fig.1)

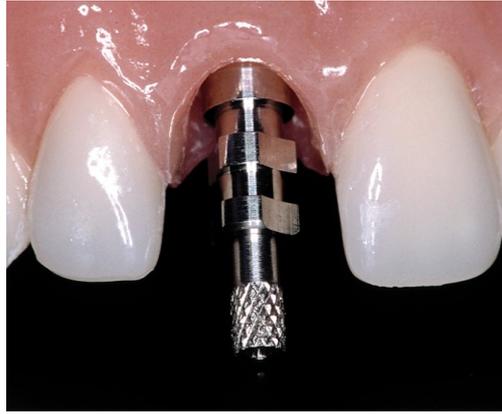


Fig1. - Transfer bloccato sull'impianto

Per fare questo, i transfer dovranno avere viti di collegamento all'impianto sufficientemente lunghe da fuoriuscire dalle pareti del portaimpronta che, una volta che il materiale sarà indurito, verranno svitate per permettere ai transfer di rimanere incorporati nell'impronta^{ccii}. (Fig.2)

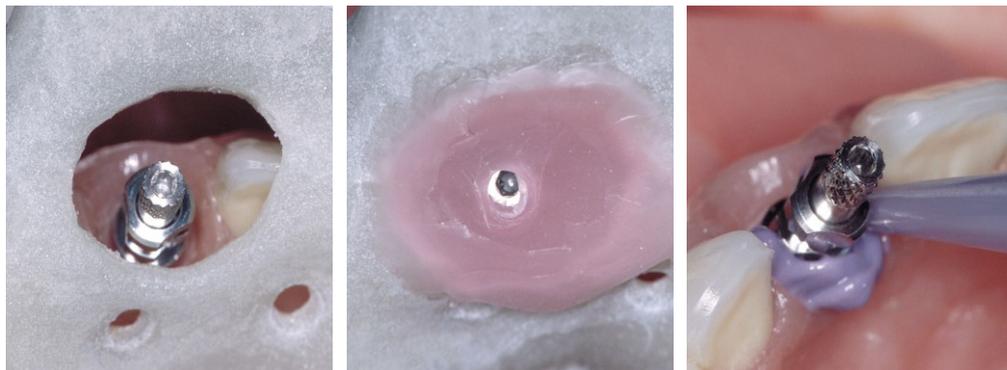


Fig.2 - Transfer che fuoriesce dal cucchiaio individuale

Sarà poi il tecnico ad accoppiare gli analoghi ai transfer serrando le viti di collegamento prima di effettuare la colatura del modello in laboratorio. Nel caso di transfer multipli sarà bene bloccarli tra loro (tecnica di splintaggio) rigidamente per fare in modo di avere la migliore adesione fra transfer e materiale d'impronta. Questo eviterà il possibile movimento dei transfer durante la fase di avvitamento degli analoghi. Le tecniche di bloccaggio proposte sono numerose, fra queste vi è quella di utilizzare della resina applicata con il pennello tra i transfer o l'utilizzo di fili metallici in cui si aggiunge cianoacrilato oppure l'utilizzo di gesso^{cciii}. Il blocco rigido è utilizzabile su tutti gli impianti a esagono esterno oppure sugli impianti a esagono interno qualora si utilizzi un moncone intermedio (tipo MUA) che trasforma l'esagono interno in un collegamento (esagonale e non) di tipo esterno, nel caso di divergenza

tra gli impianti. Nel caso di impianti divergenti con esagono interno il blocco rigido non è possibile perché la divergenza (circa 35°) in combinazione con la lunghezza delle pareti di collegamento fa sì che sia difficile la rimozione dei transfer con l'impronta. (Fig.3)



Fig.3 - Cucchiaino individuale con i fori per il passaggio delle viti di serraggio.

Qualora si esegua un'impronta pick-up su esagoni interni dovrà essere usato solo materiale elastico. Un modo per migliorare la precisione dell'impronta è quello di sabbare i transfer e successivamente pennellarli con collante che, una volta asciugato, sarà possibile ricoprire i transfer con il materiale light erogato dalla siringa. In alcuni sistemi implantari, gli esagoni interni non pongono questi problemi perché è stata ridotta l'altezza delle pareti verticali dell'esagono di collegamento^{cciv}. (Fig.4)



Fig.4 - Impronta finale con la tecnica pick-up.

La tecnica a strappo prevede l'utilizzo di un cucchiaio chiuso e, con questa metodica, il transfer non viene rimosso assieme all'impronta ma rimane attaccato all'impianto. Una volta rimossa l'impronta, si svita il transfer che ha la vite corta e si congiunge all'analogo da laboratorio. Il tutto è poi riposizionato nel materiale da impronta. (Fig.5)

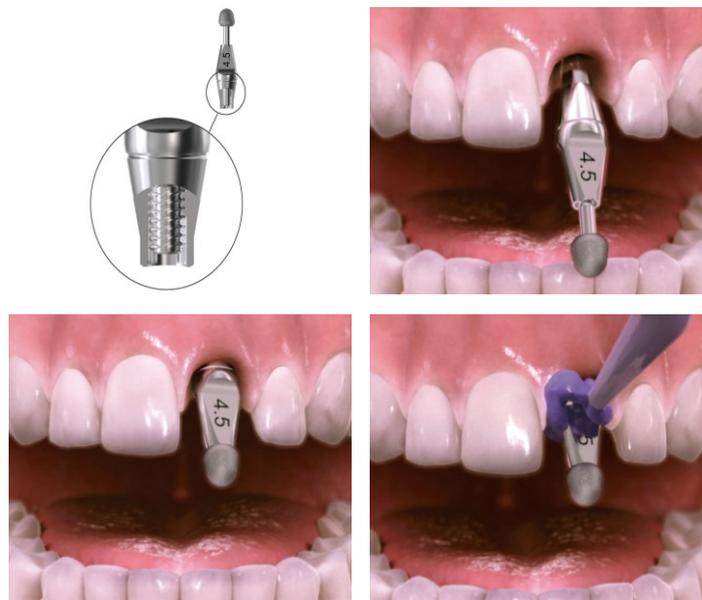


Fig.5 - Tecnica a strappo

Non essendoci il rischio di muovere i transfer durante l'avvitamento non sarà necessario il bloccaggio rigido dei transfer. (Fig.6) Lo svantaggio è rappresentato dal fatto che il riposizionamento del transfer all'interno dell'impronta può non essere corretto.



Fig.6 - Riposizionamento del transfer all'interno dell'impronta.

Per migliorare questo aspetto le case produttrici hanno sviluppato diverse soluzioni quali la forma del transfer stesso e l'uso di cappette di plastica o metallo inserite sul transfer e rimosse con l'impronta stessa. (Fig. 7-8).



Fig.7 - Tecnica a strappo con cappette di plastica.



Fig.8 - Impronta con tecnica a strappo utilizzando cappette di plastica

In tal modo il riposizionamento risulta più agevole. Tuttavia, questa tecnica presenta due problemi principali: la possibilità di movimento del transfer nel suo riposizionamento nell'impronta e la possibile presenza di un dis-parallelismo degli impianti più o meno pronunciato, che nelle arcate complete è sempre presente. Questo fenomeno, specie se marcato, comporta un'elevata deformazione del materiale d'impronta durante la rimozione.^{ccv} Tutti questi problemi fanno sì che questa tecnica non sia precisa quanto quella pick-up, è perciò raccomandata per la preparazione di provvisori o come impronta primaria da cui si ricavano monconi con adeguato parallelismo a cui seguirà una seconda impronta più precisa. E' eseguibile sia su esagoni esterni che interni e trova massima indicazione proprio per questi ultimi.

La tecnica di impronta Pull-up è stata sviluppata per facilitare le operazioni di presa di impronta soprattutto nei casi in cui la scarsa apertura orale del paziente renda difficoltoso l'avvitamento e svitamento delle viti transfer. I transfer Pull-up sono realizzati interamente in PEEK radiopaco. Hanno la connessione conformata in modo tale da cliccare all'interno degli esagoni di connessione senza ancoraggio tramite vite. Sono estremamente pratici per prendere un'impronta di posizionamento, poiché sono semplici e veloci da utilizzare. Essendo radiopachi, è possibile verificarne la corretta inserzione

nella piattaforma implantare. Rimangono nell'impronta in maniera estremamente stabile, grazie alle buone ritenzioni offerte dalla porzione superiore. Possono essere utilizzati anche in combinazione con i transfer Pick-up, ad esempio in situazioni in cui gli elementi mesiali abbiano spazi sufficienti alle manovre di avvitamento e svitamento della vite transfer, mentre gli elementi distali presentino impedimenti anatomici^{ccvi}.

Sperimentazione n° 3

Comparazione dell'accuratezza dell'impronta digitale con l'impronta tradizionale.

6.4 Analisi della Letteratura

In letteratura numerosi sono gli articoli in cui i clinici hanno valutato l'accuratezza delle impronte tradizionali e molte sono le ricerche in cui individuano il polietere come materiale d'elezione per la presa di impronta in arcate complete.

Un'analisi della letteratura è stata condotta per capire quali sono i valori di accuratezza delle impronte tradizionali eseguite con il polietere per una riabilitazione implanto-protetica in un'arcata completa. Per la ricerca bibliografica si è utilizzata principalmente la banca dati medica di PubMed/MEDLINE (US National Library of Medicine, National Institute of Health). Le parole chiavi utilizzate nella ricerca bibliografica sono state prima verificate attraverso il dizionario medico MeSH (US National Library of Medicine, National Institute of Health) e di seguito inserite nel database PubMed/MEDLINE.

La ricerca è stata effettuata usando le seguenti parole chiavi: "Impression" AND "Traditional" AND "Full-arch" AND "Dental" AND "Implants" AND "Accuracy". Alcune pubblicazioni non presenti nell'archivio di PubMed poiché meno recenti, sono state reperite tramite il motore di ricerca Google Scholar. (Tab.1)

Parole Chiavi	Risultati
Impression Traditional	468
Impression Traditional Full-arch	3
Impression Full Arch Dental Implants	36
Impression Dental Implants	892
Impression Full Arch Polyether	17
Full Arch Dental Implants Polyether	6
Impression Polyether	395

Tab.1 – Risultati della ricerca bibliografica

I risultati della ricerca bibliografica hanno evidenziato numerosi articoli , 236 , che analizzano l'accuratezza delle impronte tradizionali per riabilitazioni complete su impianti con polietere. Di questi articoli sono stati riportati soltanto gli articoli in cui vengono confrontati la tecnica d'impronta tradizionale e la tecnica d'impronta digitale.

Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. Int J Comput Dent. 2011;14(1):11-21.

Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. Quintessence Int. 2015 Jan;46(1):9-17.

Papaspnyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. Clin Oral Implants Res. 2016 Apr;27(4):465-72.

Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digitalvs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Dec 31. doi: 10.1111/clr.12994.

Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig.* 2016; 20:1487-94.

Negli articoli di Ender e Mehl^{ccvii,ccviii} hanno valutato l'accuratezza delle impronte tradizionali realizzate con un polietere su un modello master che rappresenta una arcata completa dentale. Ottenuta l'impronta del modello master, questa viene colata con del gesso per poi ottenere un master scansionato dal sistema di riferimento per poterlo importare in ambiente Cad, da cui tramite un software gli autori ricavano le deviazioni rispetto al modello master (analisi di posizione). I valori calcolati della "trueness" e della "precision" non considerano solo la presa dell'impronta, ma l'intero processo tradizionale utilizzato per ottenere il master in gesso su cui costruire il manufatto protesico. Nella loro prima ricerca, gli autori ottengono una "trueness" di $60.2 \mu\text{m} \pm 25.0 \mu\text{m}$ e una "precision" di $66.7 \mu\text{m} \pm 18.5 \mu\text{m}$, invece nella seconda ricerca ottengono una "trueness" di $55 \pm 21.8 \mu\text{m}$ e una "precision" di $61.3 \pm 17.9 \mu\text{m}$. Nell'articolo di Papaspyridakos et al.^{ccix}, in cui gli autori utilizzano un modello master che rappresenta una mandibola in cui erano presenti cinque impianti da protesizzare, i valori della "trueness" sono calcolati tramite un'analisi delle distanze. Il valore medio ottenuto è di $17,65 \mu\text{m}$ con un range che varia da $13,19 \mu\text{m}$ a $76,46 \mu\text{m}$. Invece nell'articolo pubblicato da Amin et al.^{ccx}, l'accuratezza delle impronte tradizionali è stata valutata attraverso un'analisi di posizione e il valore medio ottenuto è di $167,93 \mu\text{m}$ con una deviazione standard di $50,73 \mu\text{m}$ (min = $110,6 \mu\text{m}$, Max = $283,69 \mu\text{m}$). In ultimo, nell'articolo condotto da Guth et al.^{ccxi}, il valore medio di accuratezza dell'impronta tradizionale eseguita con l'impregum su un modello master che rappresenta una arcata dentale completa in cui è stata inserita una barra metallica è di $77 \mu\text{m}$ con una deviazione standard di $36 \mu\text{m}$.

6.5 Scopo

Con l'obiettivo di valutare quale tecnica di impronta risulta più affidabile clinicamente, lo scopo di questa terza sperimentazione è di comparare l'accuratezza delle impronte tradizionali con le impronte digitali.

6.6 Materiali e Metodi

Per comparare la metodica digitale con quella tradizionale, sono state eseguite delle impronte tradizionali con del polietere del modello master precedentemente descritto, per un numero totale di 15. Seguendo la filiera produttiva tradizionale, le impronte sono state colate in gesso in un ambiente a temperatura controllata ($22\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}$) con un'umidità relativa del $45\% \pm 10\%$. (Fig.1)

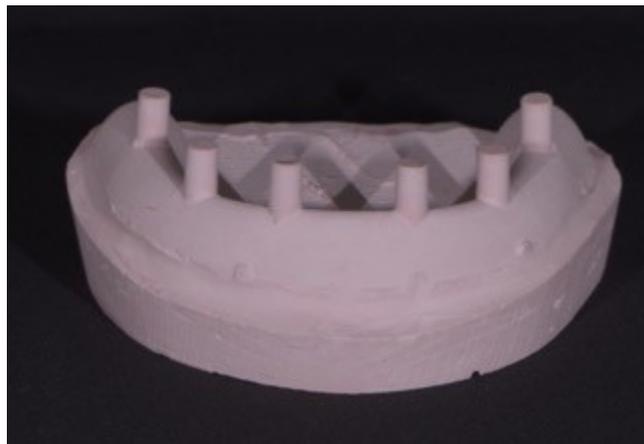


Fig.1 – Modello in gesso ricavato dalle impronte digitali

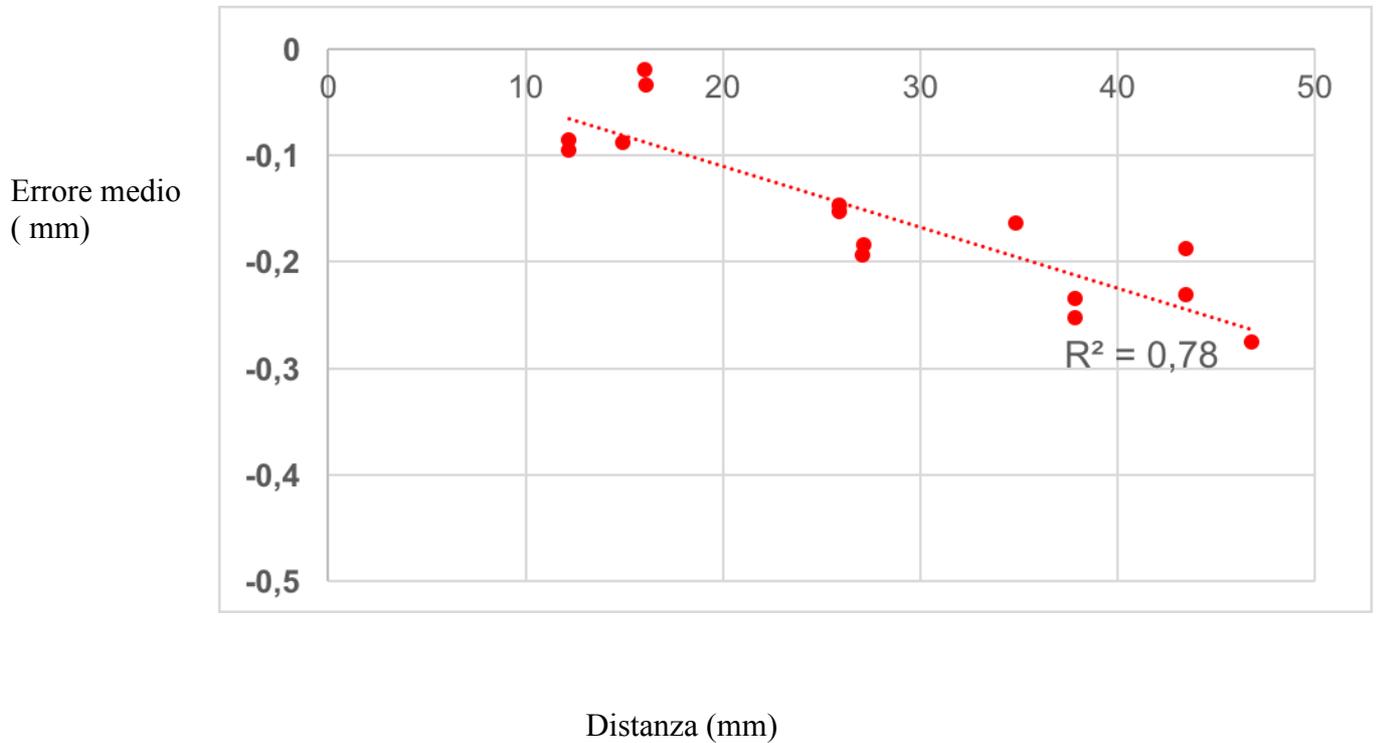
Successivamente i modelli sono stati calibrati dalla CMM come da procedura eseguita per il modello master. I dati sono stati importati in ambiente Cad (Rhinoceros 5.0) ed utilizzando l'applicazione "Fit6points" sono state calcolate le deviazioni dei punti di riferimento degli scan-body del modello in gesso rispetto ai corrispettivi del modello master. I dati ricavati sono stati utilizzati per eseguire solo l'analisi 3D delle distanze per valutare una eventuale contrazione o dilatazione dei materiali nell'intero processo tradizionale.

6.7 Risultati

I risultati dell'analisi delle distanze sono riportati nelle seguenti tabelle (Tab. 1) e nel seguente grafico (Graf. 1)

Distanza	Distanze in mm
Scan 1 – Scan 2	-0,019
Scan 1 – Scan 3	-0,193
Scan 1 – Scan 4	-0,235
Scan 1 – Scan 5	-0,188
Scan 1- Scan 6	-0,275
Scan 2 – Scan 3	-0,085
Scan 2 – Scan 4	-0,153
Scan 2 – Scan 5	-0,163
Scan 2 – Scan 6	-0,230
Scan 3 – Scan 4	-0,088
Scan 3 – Scan 5	-0,147
Scan 3 – Scan 6	-0,252
Scan 4 – Scan 5	-0,096
Scan 4 – Scan 6	-0,184
Scan 5 – Scan 6	-0,034

Tab. 1 - Valori medi dell'analisi delle distanze (mm) per l'impronta tradizionale in polietere



Graf.1 - Analisi delle distanze con linea di regressione per l'impronta tradizionale in polietere

6.8 Discussione

In letteratura, i valori medi dell'accuratezza delle impronte tradizionali eseguite con il polietere, attraverso un'analisi di posizione, variano da un minimo di $60,2 \mu\text{m} \pm 25,0 \mu\text{m}$ trovato da Ender & Mehl ad un massimo di $167,93 \mu\text{m} \pm 50,73 \mu\text{m}$. Tuttavia, tutti gli autori, come anche in questa ricerca, non hanno valutato solo l'accuratezza dell'impronta di precisione, ma l'intero processo tradizionale che inizia con la presa d'impronta e si conclude con la realizzazione del master in gesso. Quindi valori così elevati sono spiegabili, in quanto durante il processo tradizionale sono presenti fasi in cui l'operatore

può accumulare errori che si ripercuotono sul manufatto protesico finale. Fasi come lo stiramento del materiale da impronta, la capacità dell'operatore, le tecniche di sviluppo del modello in gesso, la contrazione del gesso da colatura, la temperatura dell'ambiente e la tolleranza delle componenti protesiche alla lavorazione sono tutti fattori che condizionano in modo sensibile l'accuratezza dell'impronta tradizionale, spesso non percepibili dal clinico. Dall'analisi delle distanze, rappresenta dal grafico (Graf.1) è possibile notar una buona relazione lineare tra l'errore medio e le distanze ($R^2 = 0,78$). Dal punto di vista clinico questo risultato può essere spiegato come la contrazione lineare del gesso durante la fase di colatura dell'impronta tradizionale.

Confrontando i risultati medi dell'analisi delle posizioni ottenute con le impronte digitali rispetto a ai risultati delle impronte tradizionali, possiamo evidenziare la maggior accuratezza che si ottiene utilizzando uno scanner intra orale per l'acquisizione del modello master. I valori medi degli errori di posizione dei differenti scanner intra orali variano da un minimo di $31\mu\text{m}$ ad un massimo di $256\mu\text{m}$, alcuni risultati sono nettamente minori rispetto ai valori medi degli errori di posizione dell'impronta tradizionale riportati in letteratura che variano da $60,2\mu\text{m} \pm 25\mu\text{m}$ a $167,93\mu\text{m} \pm 50,73\mu\text{m}$, invece altri risultano peggiori rispetto al processo tradizionale. Senza alcun dubbio la tecnica di presa l'impronta tradizionale e l'intero processo di produzione del modello master benchè storica risente molto dell'esperienza dell'operatore.

6.9 Conclusione

Dalla comparazione delle due tecniche di presa di impronta (digitale versus tradizionale), è possibile concludere che l'impronta digitale eseguita alcuni tipi di scanner intra-orali risulta essere più accurata rispetto all' intero processo tradizionale . Con l'ausilio di scanner intra-orali è possibile evitare molti passaggi che sono inevitabili per il processo tradizionale e quindi con possibile accumulo di errori .

Capitolo 7: Discussione

Lo scopo principale di questa tesi di dottorato era di sviluppare una metodologia di valutazione dell'accuratezza per le impronte digitali che segua i protocolli ingegneristici utilizzati nei processi di sviluppo dei prodotti industriali. Dall'analisi della letteratura sono emerse molte differenti metodologie di valutazione delle impronte digitali discordanti in termine di risultati, che di conseguenza generano indicazioni non omogenee sulla validità di questi dispositivi. La necessità di creare un protocollo che consentisse di valutare in modo appropriato e standardizzabile l'accuratezza delle impronte digitali è di fondamentale importanza per i progettisti per migliorare e sviluppare gli scanner intra-orali e, soprattutto, per i clinici per capire come rapportarsi sull'utilizzo di queste nuove tecnologie nei confronti dei pazienti. Poche sono le ricerche pubblicate che trattano l'argomento "accuratezza delle impronte digitali in arcate complete" (12 articoli in totale di cui, 3 articoli sono stati condotti da Ender e Mehl, 4 sono stati scritti da Giménez B et al., 2 da Papaspyridakos et al. e 2 da Güth et al), e quasi tutte sono state sviluppate da soli clinici senza l'ausilio della controparte metrologica. Questa lacuna si evidenzia molto nell'approccio metodologico e può portare a disorientare i clinici nell'acquisto e nell'utilizzo di queste nuove tecnologie per la propria attività ambulatoriale quotidiana. Analizzando gli articoli selezionati, notiamo in primis la varietà di modelli master utilizzati per eseguire le scansioni. Ender e Mehl nei loro tre articoli ^{ccxii,ccxiii,ccxiv}, utilizzano un modello master in cromo-cobalto che rappresenta un mascellare in cui sono presenti due elementi dentari preparati a moncone con margine di chiusura a chamfer (elementi 25 e 27) ed un elemento preparato per un la cementazione di un inlay (elemento 15). Anche Patzelt et al. ^{ccxv} adoperano un modello master in poliuretano che rappresentava un'arcata completa dentata. Invece gli altri autori Papaspyridakos et al. ^{ccxvi}, Amin et al. ^{ccxvii}, Giménez et al. ^{ccxviii,ccxix,ccxx,ccxxi} e Vandeweghe S et al. ^{ccxxii} hanno utilizzato nelle loro ricerche modelli master che simulassero una mandibola edentula in cui erano posizionati cinque o sei impianti, in cui era necessario avvitare i rispettivi scan-body per eseguire l'acquisizione del medesimo con uno scanner intra orale. Da tenere in particolare considerazione il modello master progettato da Güth JF et al. ^{ccxxiii} in poliuretano che

rappresenta una mandibola completa di tutti gli elementi dentari in cui è inserita una barra in metallo che connette l'elemento 37 a 47. Prendendo spunto dalle possibili criticità che potevano insorgere nell'utilizzare un modello master simile a quelli descritti in letteratura, l'autore di questa tesi ha deciso di progettare un modello master che rappresentava una arcata in cui sono stati inseriti sei impianti con i rispettivi scan-body. La scelta di utilizzare questa tipologia di modello master è dovuta al fatto che gli scan-body, utilizzati per la presa di impronta digitale, possono essere associati a figure geometriche note su cui è possibile la creazione di feature a differenza dei modelli master in cui venivano rappresentate arcate con elementi dentari nei quali questa procedura non è applicabile. La mancanza di figure geometriche su cui poter costruire delle feature di riferimento costringe gli autori che utilizzano un modello dentato a ricavare le deviazioni rispetto al modello master per allineamento di mesh. Per ovviare a questa lacuna Guth et al.^{ccxxiv} nella loro ricerca hanno inserito una barra (figura geometrica nota) per poter eseguire un allineamento per punti e non per mesh. Tuttavia, quest'ultimo modello master non rappresenta la realtà clinica e quindi la loro metodologia di valutazione è difficilmente riproducibile con altri master o in vivo. In questa tesi il modello master è stato progettato partendo da un caso clinico reale di un paziente che necessitava di una protesi totale fissa su impianti. Inizialmente una protesi mobile totale è stata realizzata e successivamente grazie all'ausilio di uno scanner industriale (104i, Imetric, Courgenay, Switzerland) è stata importata in ambiente CAD (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Waltham, MA, USA). Dalla protesi mobile, utilizzata come provvisorio sono stati progettati degli scan-body per identificare le sedi dove inserire gli impianti dentali. A differenza degli altri modelli master presentati in letteratura in cui erano presenti gli impianti dentali su cui avvitare gli scan-body o i transfer, l'autore decide di progettare il nominale in unico pezzo in cui gli scan-body sono rappresentati sotto forma cilindrica e il materiale in cui viene realizzato il master è in zirconia, materiale molto più stabile dimensionalmente nel tempo rispetto ai poliuretani o al gesso utilizzati dagli altri autori.

Analizzando le metodologie di valutazione descritte dai differenti autori, possiamo evidenziare un altro

punto di criticità riconducibile all'utilizzo del sistema di acquisizione di riferimento per calibrare il modello master. Ender e Mehl^{ccxxv,ccxxvi,ccxxvii} utilizzano un microscopio con la caratteristica di misurare anche la profondità, Papaspyridakos et al.^{ccxxviii}, Amin et al.^{ccxxix}, Vandeweghe S et al.^{ccxxx} e Patzelt et al.^{ccxxx} adoperano uno scanner da laboratorio, invece solo Giménez et al.^{ccxxxii,ccxxxiii,ccxxxiv,ccxxxv} e Güth JF et al.^{ccxxxvi} utilizzano una CMM (Coordinate Measuring Machine). Tuttavia sia il microscopio che lo scanner da laboratorio sono strumenti validi per l'acquisizione di oggetti ma non presentano prestazioni comparabili con la CMM che anche nelle nostre ricerche è stata utilizzata per tarare il modello master. Il sistema di misurazione della CMM garantisce un errore massimo (E, in micron) almeno 5 volte più basso delle performance degli scanner comunemente utilizzati a livello clinico: $E1(z) = 2.5 + 5L/1,000 \mu\text{m}$, $E2(xy) = 1.8 + 5L/1,000 \mu\text{m}$, $E3(xyz) = 2.8 + 5L/1,000 \mu\text{m}$ (con L, espressa in millimetri, uguale alla distanza misurata in accordo alla normativa ISO 10360-2 dell' International Organization for Standardization specifiche dei prodotti geometrici^{ccxxxvii}. Un altro punto di criticità lo si riscontra nella procedura di elaborazione delle mesh, cioè nella valutazione di quanto si discostano le impronte digitali rispetto al modello master. La procedura di elaborazione delle mesh viene eseguita utilizzando diversi software Cad presenti in commercio che consentono di eseguire un test di allineamento tra due superfici grazie ad un algoritmo di best fit di allineamento (Ender e Mehl^{ccxxxviii,ccxxxix,ccxl}, Vandeweghe S et al.^{ccxli} e Patzelt et al.^{ccxlii}). Alcuni autori dopo la procedura di elaborazione mesh eseguono un'analisi delle posizioni come Ender e Mehl^{ccxlili,ccxliv,ccxlv}, Amin et al.^{ccxli}, Vandeweghe S et al.^{ccxlvii} e Patzelt et al.^{ccxlviii}, Güth JF et al.^{ccxlix} invece altri eseguono un'analisi delle distanze Papaspyridakos et al.^{cccl} e Giménez et al.^{cccli,ccclii,cccliii,cccliv}. L'allineamento viene eseguito in tutti i casi da un operatore che individua tre punti e il programma allinea le mesh per calcolare di quanto il test (impronte digitali) devia rispetto al controllo (modello master). Diversa è la procedura di elaborazione condotta da Giménez et al.^{ccclv,ccclvi,ccclvii,ccclviii}, in quanto rispetto ai precedenti articoli in cui gli autori rilevavano gli errori di posizione delle impronte digitali rispetto al modello master, nelle sue ricerche gli autori eseguono un'analisi di distanza. La procedura di elaborazione delle mesh descritta dagli autori consiste nell'individuare il punto centrale dello scan-body e per ottenere ciò sono stati importati in un

software di reverse engineering i file STL delle impronte digitali e il Cad originale utilizzato per la produzione degli scan-body. Gli scan-body delle impronte digitali sono stati isolati e accoppiati con i rispettivi del Cad originale, in questo modo è stata determinata la linea centrale dello scan-body e quindi stabilito il punto centrale per ogni scan-body. Il punto centrale individuato sullo scan-body a livello dell'impianto in posizione 27 è stato considerato come il punto di riferimento per le misurazioni. Vengono calcolate le distanze (27-25, 27-22, 27-12, 27-15 e 27-17) tra i punti centrale degli scan-body dell'impronta digitale. Le stesse distanze sono state calcolate sul modello master misurato con la CMM e in ultimo l'analisi delle distanze è stata condotta utilizzando la seguente formula: STL (distanza impronta digitale) – CMM (“distanza reale”). La procedura di elaborazione delle mesh descritta da Gimenez et al. rappresenta una tecnica valida, tuttavia le fasi di elaborazione risultano essere complesse e la sola analisi di distanza, che viene eseguita dagli autori non è sufficiente per poter valutare in modo completo l'accuratezza dei diversi scanner intra orali. Ultima procedura di elaborazione che individuiamo in letteratura è quella di Güth JF et al.^{cclix}, che sfruttano la barra di riferimento per poter calcolare le deviazioni delle impronte digitali rispetto al modello master.

Eseguendo una semplice sottrazione viene ricavata la deviazione della lunghezza della barra rispetto a quella misurata con la CMM (R): $\Delta L = L - R$. Oltre alla lunghezza della barra, gli autori hanno calcolato anche la traslazione dei punti negli assi (x', y', z') e degli angoli formati tra le due superfici, tuttavia le tre modalità di valutazione dell'accuratezza sono sovrapponibili. La metodologia di valutazione descritta dagli autori presenta un protocollo innovativo nel mondo odontoiatrico. Rispetto alle precedenti metodologie gli autori hanno inserito un oggetto con figure geometriche ben definite (barra metallica) su cui poter costruire delle feature per poter valutare in modo attendibile le deviazioni delle impronte digitali. Questo procedimento risulta essere valido dal punto di vista metrologico per eseguire delle misurazioni dettagliate, ma non altrettanto fattibile dal punto di vista odontoiatrico in quanto il modello master non rappresenta una realtà clinica. Nella nostra ricerca lo step della procedura di elaborazione mesh viene eseguita in due fasi. La prima prevede la pulizia delle mesh da immagini che non sono

inerenti al modello master. La seconda, più complessa, prevede l'estrazione delle informazioni geometriche con l'ausilio di un plug-in ideato e realizzato con Rhinoceros 5.0 per questo filone di ricerca. Il plug-in presenta tre differenti applicazioni denominata "Feature extraction", "Master Model OGP" e "Fit 6 points", ognuna destinata ad eseguire una ben precisa funzione. Il plug-in, partendo dalla nuvola di punti di ogni impronta digitale, riesce ad eseguire una segmentazione (la suddivisione della mesh in regioni di punti accumulati da un criterio di appartenenza.) in modo da creare dei sottogruppi di punti, uno per ogni superficie dello scan-body, associabili ad un elemento geometrico ben distinto (in questo caso cilindro e piano). In questo modo ogni sottoinsieme contiene solo quei punti campionati della particolare superficie considerata. Questa operazione viene eseguita in modo automatico grazie all'implementazione di un algoritmo dedicato nel software Rhinoceros 5.0. L'algoritmo, utilizzando l'analisi della curvatura locale, identifica i dati dei punti adeguati. Successivamente, i punti selezionati possono essere associati alle geometrie di piano e cilindro di fitting filtrando i dati con il criterio gaussiano di 2σ . Questa procedura operativa viene effettuata utilizzando l'applicazione "Feature extraction". Dopo la costruzione dei cilindri e dei piani, utilizzando una funzione del programma Rhinoceros 5.0, si è provveduto ad eseguire l'intersezione tra l'asse centrale dei cilindri con i piani superiori. In questo modo siamo stati in grado di ottenere i punti di riferimento di ogni scan-body. Rispetto alle procedure descritte in precedenza, l'autore ha creato un programma che fosse in grado di individuare in modo automatico e quindi non operatore dipendente i punti di riferimento da cui successivamente poteva condurre le analisi di posizione e le analisi delle distanze. Un altro punto a favore di questo protocollo lo si può riscontrare nel fatto che gli autori hanno cercato di creare un metodo di valutazione su una situazione clinica reale, in modo da poter applicare la metodologia anche in altre situazioni, infatti risultata essere più standardizzato rispetto a quelli descritti in letteratura. Rispetto a tutte le altre ricerche, l'autore ha eseguito per tutte le sperimentazioni sia l'analisi delle posizioni che l'analisi delle distanze, questo perché le due analisi risultano complementari nella valutazione dell'accuratezza delle impronte digitali. Dal punto di vista clinico è importante sottolineare che gli errori di posizione e di distanza rappresentano un problema clinico significativo, che in questo

caso può essere tradotto in mis-fit, cioè in un accoppiamento non accurato tra la componente protesica e la componente implantare. Ribadiamo che la mancanza di fit passivo a livello protesico-implantare è la causa scatenante di moltissime complicazioni sia biologiche che meccaniche, le quali incidono sul successo e sulla sopravvivenza della nostra riabilitazione protesica. Grazie all'ausilio di questa metodologia possiamo affermare che non tutti gli scanner intra orali possono essere utilizzati per eseguire impronte digitali di una intera arcate, che la tecnica di scansione influisce di molto sull'accuratezza ma l'impronta digitale risulta essere preferibile rispetto a quella eseguita in modo tradizionale, quando si consideri che la via tradizionale implichi molte ulteriori fasi di lavorazione, possibili fonti di errore, non presenti nel flusso di lavoro digitale.

La metodologia di valutazione ideata e descritta in questa tesi rappresenta un valido strumento metrologico per poter valutare la reale accuratezza delle impronte digitali utilizzate in campo odontoiatrico. In letteratura non è presente nessuna metodologia standardizzata ed applicabile a situazioni clinicamente reali come questa descritta. Grazie all'ausilio di questa metodologia possiamo concludere che non tutti gli scanner intra-orali possono essere utilizzati per eseguire impronte digitali di una intera arcate, che la tecnica di scansione influisce sull'accuratezza e che l'impronta digitale risulta essere preferibile rispetto all'intero processo tradizionale in un contesto di odontoiatria digitale.

Bibliografia

-
- ⁱ Enciclopedia Treccani: La cultura Italiana
- ⁱⁱ Decreto Legislativo 24 febbraio 1997, n. 46 “Attuazione della direttiva 93/42/CEE, concernente i dispositivi medici” definisce i dispositivi medici su misura come “qualsiasi dispositivo fabbricato appositamente sulla base della prescrizione scritta di un medico debitamente qualificato e indicante, sotto la responsabilità del medesimo, le caratteristiche specifiche di progettazione del dispositivo e destinato ad essere utilizzato solo per un determinato paziente.*...+”
- ⁱⁱⁱ Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res.* 1997 Feb;8(1):1-9.
- ^{iv} Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Feb;16(1):26-35.
- ^v Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent.* 2010;38 Suppl 2:e2-16.
- ^{vi} Sivoilella S, Stellini E, Testori T, Di Fiore A, Berengo M, Lops D. Splinted and unsplinted short implants in mandibles: a retrospective evaluation with 5 to 16 years of follow-up. *J Periodontol.* 2013 Apr;84(4):502-12.
- ^{vii} Toniollo MB, Macedo AP, Rodrigues RC, Ribeiro RF, de Mattos Mda G. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution on different bony ridges with different lengths of morse taper implants and prosthesis dimensions. *J Craniofac Surg.* 2012 Nov;23(6):1888-92.
- ^{viii} Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23 Suppl 6:163-201.
- ^{ix} Martínez-Rus F, Prieto M, Salido MP, Madrigal C, Özcan M, Pradies G. A Clinical Study Assessing the Influence of Anodized Titanium and Zirconium Dioxide Abutments and Peri-implant Soft Tissue Thickness on the Optical Outcome of Implant-Supported Lithium Disilicate Single Crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017 Jan/Feb;32(1):156-163.
- ^x Mendez Caramês JM, Sola Pereira da Mata AD, da Silva Marques DN, de Oliveira Francisco HC. Ceramic-Veneered Zirconia Frameworks in Full-Arch Implant Rehabilitations: A 6-Month to 5-Year Retrospective Cohort Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016 Nov/Dec;31(6):1407-1414.
- ^{xi} Lopes A, Maló P, de Araújo Nobre M, Sánchez-Fernández E, Gravito I. The NobelGuide(®) All-on-4(®) Treatment Concept for Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Retrospective Report on the 7-Years Clinical and 5-Years Radiographic Outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017 Apr;19(2):233-244.

-
-
- ^{xii} Kutkut A, Bertoli E, Frazer R, Pinto-Sinai G, Fuentealba Hidalgo R, Studts J. A systematic review of studies comparing conventional complete denture and implant retained overdenture. *J Prosthodont Res.* 2017 Jun 27.
- ^{xiii} Moldovan O, Rudolph H, Luthardt RG. Clinical performance of removable dental prostheses in the moderately reduced dentition: a systematic literature review. *Clin Oral Investig.* 2016 Sep;20(7):1435-47.
- ^{xiv} Waltimo A, Könönen M A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res.*1993 Jun;101(3):171-175.
- ^{xv} Helkimo E., Carlsson, G.E., Helkimo, M. (1977): Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*; 35(6):297-303.
- ^{xvi} Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987 Spring;2(2):101-108.
- ^{xvii} Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants *Clin Oral Implants Res.* 1996; Jun;7(2):153-61.
- ^{xviii} Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: methodologic clinical study. *Int J Prosthodont.* 2002;Jan-Feb;15(1):20-27.
- ^{xix} Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res.* 1992 Sep;3(3):104-11.
- ^{xx} Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci.* 1998 Jun;106(3):721-64.
- ^{xxi} Martinko V, Jelínek L, Makai F. [The biomechanics of bone and the skeleton. I. (Analysis of Wolff's law on bone transformation from the year 1892)]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech.* 1987 Jun;54(3):193-203.
- ^{xxii} Galletto, Susanna, et al. *Le imprese della salute e del benessere nel Veneto.* Padova : CCIA di Padova, 2004.
- ^{xxiii} *L'abusivo esercizio della professione medica e odontoiatrica: Eures Ricerche Economiche e Sociali Fnomceo* 2013.
- ^{xxiv} *Il settore dentale italiano e il suo peso in Europa : Italina Dental Journal* 2013.
- ^{xxv} *Il Dentale italiano, dopo il risveglio del 2015 un vero recupero nel 2016.*Expodental Meeting Magazine | 2017.
- ^{xxvi} *Il mercato dentale italiano: attuali prospettive e trend evolutivi: Doctor_Os.*Giugno 2016
- ^{xxvii} *L'avvento del digitale nel dentale e il cambio di paradigma: Ricerca quali-quantitativa sulla domanda e offerta di tecnologia digitale nel settore dentale: Expo 3D, Rimini, Italia.*

-
-
- ^{xxviii} L'avvento del digitale nel dentale e il cambio di paradigma: Ricerca quali-quantitativa sulla domanda e offerta di tecnologia digitale nel settore dentale: Expo 3D, Rimini, Italia.
- ^{xxix} Guidi G., Russo M., Beraldin JA. *Acquisizione 3D e modellazione poligonale* 2010 McGraw-Hill Companies srl Milano.
- ^{xxx} Carfagna G. *CAD/CAM 3D. Studi di progettazione e produzione di un componente meccanico* Edizioni Savine (2010).
- ^{xxxi} Grant GT, Campbell SD, Masri RM, Andersen MR; American College of Prosthodontists Digital Dentistry Glossary Development Task Force. *Glossary of Digital Dental Terms: American College of Prosthodontists. J Prosthodont. 2016 Oct;25 Suppl 2:S2-9.*
- ^{xxxii} Meneghello R. *La tecnologia CAD/CAM in implantoprotesi. capitolo 17 del libro Implantoprotesi di Zamuner L. edizioni Oralpalnt Suisse.*
- ^{xxxiii} Duret F.,Preston J.D. "CAD/CAM imaging in dentistry." *Curr Opin Dent 1(2):1991- 150-154.*
- ^{xxxiv} Mormann W.H. "The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years." *Int J Comput Dent 2004 7(1): 11-24.*
- ^{xxxv} Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008). *Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J. 2008 May 10; 204(9): 505-11.*
- ^{xxxvi} Andersson M., Carlsson L., Persson M.,Bergman B. (1996). "Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system." *J Prosthet Dent 76(2): 187- 193.*
- ^{xxxvii} Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. *Accuracy of two impression techniques with angulated implants. J Prosthet Dent 2007; 97:349–356.*
- ^{xxxviii} Eliasson A, Wennerberg A, Johansson A, Örtorp A, Jemt T. *The precision of fit of milled titanium implant frameworks (I-Bridge) in the edentulous jaw. Clin Implant Dent Relat Res 2010; 12:81–90.*
- ^{xxxix} Duyck J, Naert I. *Influence of prosthesis fit and the effect of luting system on the prosthetic connection preload: an in vitro study. Int J of Prosthodont 2002; 15:389–396.*
- ^{xl} Hjalmarsson L, Örtorp A, Smedberg JI, Jemt T. *Precision of fit to implants: a comparison of Cresco™ and Procera® implant bridge frameworks. Clin Implant Dent Relat Res 2010; 12:271–280.*
- ^{xli} Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. *Master cast accuracy in single-tooth implant replacement cases: an in vitro comparison. A technical note. Int J Oral Maxillofac Implants 2005; 20:455–460.*
- ^{xlii} Di Fiore A, Meneghello R, Savio G, Sivoilella S, Katsoulis J, Stellini E. *In Vitro Implant Impression Accuracy Using a New Photopolymerizing SDR Splinting Material. Clin Implant Dent Relat Res. 2015 Oct;17 Suppl 2:e721-9.*

-
-
- ^{xliii} Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Gallucci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23:676–681.
- ^{xliv} Mpikos P, Kafantaris N, Tortopidis D, Galanis C, Kaisarlis G, Koidis P. The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external- and internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27:1422–1428.
- ^{xliv} Hussaini S, Wong T. One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication. *J Prosthet Dent* 1997; 78:550–553.
- ^{xlvi} Wittneben JG, Gavric J, Belser UC, Bornstein MM, Joda T, Chappuis V, Sailer I, Brägger U. Esthetic and Clinical Performance of Implant-Supported All-Ceramic Crowns Made with Prefabricated or CAD/CAM Zirconia Abutments: A Randomized, Multicenter Clinical Trial. *J Dent Res*. 2017 Feb;96(2):163-170.
- ^{xlvii} Farish SE, Pansch JL, Sherwood RL. Prosthetic management of unparallel titanium plasma-sprayed screw implants. *J Prosthet Dent*. 1989 Feb;61(2):129-32.
- ^{xlviii} Lewis S, Beumer J 3rd, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988 Fall;3(3):183-9.
- ^{xlix} Lewis S. An esthetic titanium abutment: report of a technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Summer;6(2):195-201.
- ^l Chiche GJ, Pinault A. Considerations for fabrication of implant-supported posterior restorations. *Int J Prosthodont*. 1991 Jan-Feb;4(1):37-44.
- ^{li} Di Fiore A, Meneghello R, Savio G, Sivoletta S, Katsoulis J, Stellini E. In Vitro Implant Impression Accuracy Using a New Photopolymerizing SDR Splinting Material. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Oct;17 Suppl 2:e721-9.
- ^{lii} Eliasson A, Wennerberg A, Johansson A, Ortorp A, Jemt T. The precision of fit of milled titanium implant frameworks (I-Bridge) in the edentulous jaw. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 12:81–90.
- ^{liii} Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. *J Prosthet Dent* 2000; 83:562–566.
- ^{liv} Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10: 85-92.
- ^{lv} Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Res* 2005;16:26-35.
- ^{lvi} Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62:581-585.
- ^{lvii} Kunavisarut C, Lang L, Stoner B, Felton D. Finite element analysis on dental- implant

-
- supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont* 2002;11: 30-40.
- lviii Christensen GJ (2008) Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *J Am Dent Assoc* 139(6): 761–763.
- lix Christensen GJ (2009) Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc* 140(10):1301–1304.
- lx Beuer F., Edelhoff D., Gernet W., Sorensen J.A. "Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs)." *Clin Oral Investig* 2009;13(4): 445-451.
- lxi Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D.. "Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations." *Br Dent J* 2008; 204(9): 505- 511.
- lxii Quass S., Rudolph, H. e Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. 2007, *Journal of Dentistry*, Vol. 35, p. 903-908.
- lxiii Logozzo, S., Zanetti, E.M., Franceschini, G. Recent advances in dental optics. Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*. 2014;54:203–221.
- lxiv Guidi G., Russo M., Beraldin JA. *Acquisizione 3D e modellazione poligonale* 2010 McGraw-Hill Companies srl Milano.
- lxv Van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, et al. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One*. 2012;7:e43312.
- lxvi Tabea V. Flugge, Stefan Schlager, Katja Nelson, Susanne Nahles, and Marc C. Metzgere, Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, September 2013, Vol. 144, Issue 3.
- lxvii S. Logozzo, G. Franceschini, A. Kilpela, M. Caponi, L. Governi, L. Blois, A Comparative Analysis of Intraoral 3d Digital Scanners for Restorative Dentistry, *The Internet Journal of Medical Technology*, 2008, Vol. 5 Num. 1.
- lxviii Andreas Syrek, Gunnar Reich, Dieter Ranftl, Christoph Klein, Barbara Cerny, Jutta Brodesser, Clinical Evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling, *Journal of Dentistry* 38, 2010, 553-559.
- lxx Giménez, B.; Özcan, M.; Martínez-Rus, F.; Pradíes, G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2015, 17, e54–e64.
- lxxi Di Fiore A, Meneghello R, Savio G, Sivolella S, Katsoulis J, Stellini E. In Vitro Implant Impression Accuracy Using a New Photopolymerizing SDR Splinting Material. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Oct;17 Suppl 2:e721-9.

-
-
- lxxii ISO 10360-9:2013 Geometrical product specifications (GPS) -- Acceptance and reverification tests for coordinate measuring systems (CMS) -- Part 9: CMMs with multiple probing systems.
- lxxiii ISO 12836:2012 specifies test methods for the assessment of the accuracy of digitizing devices for computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) systems for indirect dental restorations.
- lxxiv Guidi G., Russo M., Beraldin JA. *Acquisizione 3D e modellazione poligonale* 2010 McGraw-Hill Companies srl Milano.
- lxxv C. D. Ramsey, R. G. Ritter, *Utilization of Digital Technologies for Fabrication of Definitive Implant-Supported Restorations*, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2012, Vol. 24, No 5, 299-308.
- lxxvi Gordon J. Christensen, DDS MSD PhD, *Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling*, *Journal of the American Dental Association*, August 2010.
- lxxvii Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D. "Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations." *Br Dent J* 2008 204(9): 505-.511.
- lxxviii Ronald L. Sakaguchi P.D., John M. Powers P .D. *Craig's Restorative Dental Materials*, 2011. Elsevier/Mosby.
- lxxix Grant GT, Campbell SD, Masri RM, Andersen MR; American College of Prosthodontists Digital Dentistry Glossary Development Task Force. *Glossary of Digital Dental Terms: American College of Prosthodontists. J Prosthodont.* 2016 Oct;25 Suppl 2:S2-9.
- lxxx Baroudi Kand, Nasser Ibraheem S *Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature J Int Oral Health.* 2015 Apr; 7(4): 96–104.
- lxxxi Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D. "Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations." *Br Dent J* 2008 204(9): 505-.511.
- lxxxii Ebert J., Ozkol E., Zeichner A., Uibel K., Weiss O., Koops U., Telle R., Fischer H. "Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia." *J Dent Res* 2009 88(7): 673-676.
- lxxxiii Zaruba M, Mehl A. *Chairside systems: a current review. Int J Comput Dent.* 2017;20(2):123-149.
- lxxxiv Zaruba M, Mehl A. *Chairside systems: a current review. Int J Comput Dent.* 2017;20(2):123-149.
- lxxxv Giordano R. *Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137 Suppl:14S-21S.
- lxxxvi Fasbinder DJ. *Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137 Suppl:22S-31S. Review.

-
-
- ^{lxxxvii} Lee JH, Lee CH A Stereolithographic resin pattern for evaluating the framework, altered cast partial removable dental prosthesis impression, and maxillomandibular relationship record in a single appointment. *J Prosthet Dent*. 2015 Nov;114(5):625-6.
- ^{lxxxviii} Alharbi N, Wismeijer D, Osman RB. Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. *Int J Prosthodont*. 2017 Jul 27.
- ^{lxxxix} Lee JH, Lee CH A Stereolithographic resin pattern for evaluating the framework, altered cast partial removable dental prosthesis impression, and maxillomandibular relationship record in a single appointment. *J Prosthet Dent*. 2015 Nov;114(5):625-6.
- ^{xc} Rosenzweig DH, Carelli E, Steffen T, Jarzem P, Haglund L 3D-Printed ABS and PLA Scaffolds for Cartilage and Nucleus Pulposus Tissue Regeneration. *Int J Mol Sci*. 2015 Jul 3;16(7):15118-35
- ^{xcⁱ} Pompa G, Di Carlo S, De Angelis F, Cristalli MP, Annibali S, Comparison of Conventional Methods and Laser-Assisted Rapid Prototyping for Manufacturing Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Study, *Biomed Res Int*. 2015;2015:318097. doi: 10.1155/2015/318097. Epub 2015 Oct 21.
- ^{xcⁱⁱ} Kim EH, Lee DH, Kwon SM, Kwon TI, A microcomputed tomography evaluation of the marginal fit of cobalt-chromium alloy copings fabricated by new manufacturing techniques and alloy systems, *J Prosthet Dent*. 2017 Mar;117(3):393-399. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.08.002. Epub 2016 Sep 24.
- ^{xcⁱⁱⁱ} Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari YS, Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques, *J Prosthodont*. 2015 Jun;24(4):303-12. doi: 10.1111/jopr.12268.
- ^{xc^{iv}} Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari YS, Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques, *J Prosthodont*. 2015 Jun;24(4):303-12. doi: 10.1111/jopr.12268.
- ^{xc^v} Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO. Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Jun;26(6):715-9.
- ^{xc^{vi}} Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wöstmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig*. 2015 Nov;19(8):2027-34.
- ^{xc^{vii}} Zarauz C, Valverde A, Martinez-Rus F, Hassan B, Pradies G. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig*. 2016 May;20(4):799-806.
- ^{xc^{viii}} Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*. 2014 Jul;18(6):1687-94.

-
- xcix Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):11-21.
- ^c Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int.* 2015 Jan;46(1):9-17.
- ^{ci} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Jan;17 Suppl 1:e54-64.
- ^{cii} Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):11-21.
- ^{ciii} Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):11-21.
- ^{civ} Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent.* 2013 Feb;109(2):121-8.
- ^{cv} Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int.* 2015 Jan;46(1):9-17
- ^{cvi} Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):11-21.
- ^{cvii} Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent.* 2013 Feb;109(2):121-8.
- ^{cviii} Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int.* 2015 Jan;46(1):9-17
- ^{cix} Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig.* 2014 Jul;18(6):1687-94.
- ^{cx} Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):11-21.
- ^{cxii} Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent.* 2013 Feb;109(2):121-8.
- ^{cxiii} Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int.* 2015 Jan;46(1):9-17.
- ^{cxiiii} Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Apr;27(4):465-72.
- ^{cxv} Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Dec 31. doi: 10.1111/clr.12994.

-
-
- ^{cxv} Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digitalvs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Dec 31. doi: 10.1111/clr.12994.
- ^{cxvi} Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig.* 2014 Jul;18(6):1687-94.
- ^{cxvii} Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Apr;27(4):465-72.
- ^{cxviii} Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digitalvs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Dec 31. doi: 10.1111/clr.12994.
- ^{cxix} Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig.* 2014 Jul;18(6):1687-94.
- ^{cxx} Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):11-21.
- ^{cxxi} Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent.* 2013 Feb;109(2):121-8.
- ^{cxxii} Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int.* 2015 Jan;46(1):9-17
- ^{cxxiii} Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Apr;27(4):465-72.
- ^{cxxiv} Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digitalvs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Dec 31. doi: 10.1111/clr.12994.
- ^{cxxv} Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):11-21.
- ^{cxxvi} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014 Jul-Aug;29(4):853-62.
- ^{cxxvii} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Jan;17 Suppl 1:e54-64.
- ^{cxxviii} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a DigitalImpression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically

Relevant Parameters. *Implant Dent.* 2015 Oct;24(5):498-504.

- ^{cxxxix} Giménez B, Pradíes G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015 Jan-Feb;30(1):56-64.
- ^{xxxx} ISO International organization for Standardization. 10360-2. 2009) Geometrical product specifications (GPS). Acceptance and reverification test for coordinated measuring machines (CMMs). Part 2: CMMs used for measuring linear dimensions.
- ^{xxxxi} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Jan;17 Suppl 1:e54-64.
- ^{xxxxii} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014 Jul-Aug;29(4):853-62.
- ^{xxxxiii} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant Dent.* 2015 Oct;24(5):498-504.
- ^{xxxxiv} Giménez B, Pradíes G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015 Jan-Feb;30(1):56-64.
- ^{xxxxv} Giménez B, Pradíes G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical and parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015 Jan-Feb;30(1):56-64.
- ^{xxxxvi} Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig.* 2016;20:1487-94.
- ^{xxxxvii} Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Jun;28(6):648-653. doi: 10.1111/clr.12853.
- ^{xxxxviii} Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):11-21.
- ^{xxxxix} Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent.* 2013 Feb;109(2):121-8.
- ^{cxl} Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int.* 2015 Jan;46(1):9-17.
- ^{cxli} Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):11-21.

-
- ^{cxlii} Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent.* 2013 Feb;109(2):121-8.
- ^{cxliii} Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int.* 2015 Jan;46(1):9-17.
- ^{cxliv} Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig.* 2014 Jul;18(6):1687-94.
- ^{cxlv} Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig.* 2016;20:1487-94.
- ^{cxlvi} Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Jun;28(6):648-653. doi: 10.1111/clr.12853.
- ^{cxlvii} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014 Jul-Aug;29(4):853-62.
- ^{cxlviii} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Jan;17 Suppl 1:e54-64.
- ^{cxlix} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant Dent.* 2015 Oct;24(5):498-504.
- ^{cl} Giménez B, Pradies G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015 Jan-Feb;30(1):56-64.
- ^{cli} Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Apr;27(4):465-72.
- ^{clii} Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Dec 31. doi: 10.1111/clr.12994.
- ^{cliii} Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig.* 2016;20:1487-94.
- ^{cliv} ISO International organization for Standardization. 10360-2. 2009) Geometrical product specifications (GPS). Acceptance and reverification test for coordinated measuring machines (CMMs). Part 2: CMMs used for measuring linear dimensions.
- ^{clv} Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chair side computer aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int* 1989; 20: 329-339.

-
-
- clvi Mehl A, Hickel R Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999 2(1):9–35.
- clvii Lee, S.J.; Gallucci, G.O. Digital vs. conventional implant impressions: Efficiency outcomes. *Clin. Oral Implant. Res.* 2013, 24, 111–115.
- clviii Wismeijer D, Mans R, van Genuchten M, Reijers HA. Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Oct;25(10):1113-8.
- clix Joda T, Lenherr P, Dedem P, Kovaltschuk I, Bragger U, Zitzmann NU. Time efficiency, difficulty, and operator's preference comparing digital and conventional implant impressions: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Sep 5.
- clx DIN ISO 5725-1:1994. Accuracy (trueness and precision) of Measurement Methods and Results Part 1: General Principles and Definitions; International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland, 1994.
- clxi Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int Comput Dent.* 2013;16(1):11-21.
- clxii van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS ONE* 2012;7:e43312.
- clxiii Müller P, Ender A, Joda T, Katsoulis J. Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int.* 2016 Apr;47(4):343-9.
- clxiv Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int Comput Dent.* 2013;16(1):11-21.
- clxv van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS ONE* 2012;7:e43312.
- clxvi Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int Comput Dent.* 2013;16(1):11-21.
- clxvii Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Jan;17 Suppl 1:e54-64.
- clxviii Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014 Jul-Aug;29(4):853-62.
- clxix Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant Dent.* 2015 Oct;24(5):498-504.

-
-
- clxx Giménez B, Pradíes G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Jan-Feb;30(1):56-64.
- clxxi Giménez B, Pradíes G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Jan-Feb;30(1):56-64.
- clxxii Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Jan;17 Suppl 1:e54-64.
- clxxiii Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Jul-Aug;29(4):853-62.
- clxxiv Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradíes G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant Dent*. 2015 Oct;24(5):498-504.
- clxxv Giménez B, Pradíes G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Jan-Feb;30(1):56-64.
- clxxvi Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Apr;27(4):465-72.
- clxxvii Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Dec 31. doi: 10.1111/clr.12994.
- clxxviii Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Dec 31. doi: 10.1111/clr.12994.
- clxxix Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2017 Jun;28(6):648-653. doi: 10.1111/clr.12853.
- clxxx Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent* 2007; 97:349–356.
- clxxxi Donovan TE, Chee WW. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am*. 2004 Apr;48(2):vi-vii, 445-70. Review.
- clxxxii Balkenhol M, Wöstmann B, Kanehira M, Finger WJ. Shark fin test and impression quality: a correlation analysis. *J Dent*. 2007 May;35(5):409-15. Epub 2007 Jan 24.

-
- ^{clxxxiii} Pant R, Juszczuk AS, Clark RK, Radford DR. Long-term dimensional stability and reproduction of surface detail of four polyvinyl siloxane duplicating materials. *J Dent.* 2008 Jun;36(6):456-61.
- ^{clxxxiv} Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont.* 2011 Feb;20(2):153-60.
- ^{clxxxv} Spoto G, AAVV. *Materiali e tecnologie odontostomatologiche*, II Ed. AriesDue 2013.
- ^{clxxxvi} Spoto G, AAVV. *Materiali e tecnologie odontostomatologiche*, II Ed. AriesDue 2013.
- ^{clxxxvii} Donovan TE, Chee WW. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am.* 2004 Apr;48(2):vi-vii, 445-70. Review.
- ^{clxxxviii} Shillingburg HT, Sather Da, Wilson El, Cain JR, Mitchell DL, Blanco LJ, Kessler JC. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Fourth Edition Quintessence Pub 2012.
- ^{clxxxix} Spoto G, AAVV. *Materiali e tecnologie odontostomatologiche*, II Ed. AriesDue 2013.
- ^{exc} Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont.* 2011 Feb;20(2):153-60.
- ^{exc i} Price RB, Gerrow JD, Sutow EJ, MacSween R. The dimensional accuracy of 12 impression material and die stone combinations. *Int J Prosthodont.* 1991 Mar-Apr;4(2):169-74.
- ^{exc ii} Hondrum SO. Tear and energy properties of three impression materials. *Int J Prosthodont.* 1994 Nov-Dec;7(6):517-21.
- ^{exc iv} Spoto G, AAVV. *Materiali e tecnologie odontostomatologiche*, II Ed. AriesDue 2013.
- ^{exc v} Duyck J, Naert I. Influence of prosthesis fit and the effect of luting system on the prosthetic connection preload: an in vitro study. *Int J of Prosthodont* 2002; 15:389–396.
- ^{exc vi} Padbury A Jr, Eber R, Wang HL. Interactions between the gingiva and the margin of restorations. *J Clin Periodontol.* 2003 May;30(5):379-85.
- ^{exc vii} Craig RG, Sun Z. Trends in elastomeric impression materials. *Oper Dent.* 1994 Jul-Aug;19(4):138-45.
- ^{exc viii} Liou AD, Nicholls JI, Yuodelis RA, Brudvik JS. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont.* 1993 Jul-Aug;6(4):377-83.
- ^{exc ix} Panichuttra R, Jones RM, Goodacre C, Munoz CA, Moore BK. Hydrophilic poly(vinyl siloxane) impression materials: dimensional accuracy, wettability, and effect on gypsum hardness. *Int J Prosthodont.* 1991 May-Jun;4(3):240-8.
- ^{cc} Petrie CS, Walker MP, O'mahony AM, Spencer P. Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, ù

moist, and wet conditions. *J Prosthet Dent*. 2003 Oct;90(4):365-72.

^{cci} Simionato F. *Tecnologie dei materiali dentali 3° edizione*. Edizione Piccin Padova 1996.

^{ccii} Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Master cast accuracy in single-tooth implant replacement cases: an in vitro comparison. A technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20:455–460.

^{cciii} Di Fiore A, Meneghello R, Savio G, Sivoletta S, Katsoulis J, Stellini E. In Vitro Implant Impression Accuracy Using a New Photopolymerizing SDR Splinting Material. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Oct;17 Suppl 2:e721-9.

^{cciv} Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Gallucci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23:676–681.

^{ccv} Mpikos P, Kafantaris N, Tortopidis D, Galanis C, Kaisarlis G, Koidis P. The effect of impression technique and implant angulation on the impression accuracy of external- and internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27:1422–1428.

^{ccvi} Hussaini S, Wong T. One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication. *J Prosthet Dent* 1997; 78:550–553.

^{ccvii} Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*. 2013 Feb;109(2):121-8.

^{ccviii} Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*. 2013 Feb;109(2):121-8.

^{ccix} Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Apr;27(4):465-72.

^{ccx} Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Dec 31. doi: 10.1111/clr.12994.

^{ccxi} Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig*. 2016;20:1487-94.

^{ccxii} Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *Int J Comput Dent*. 2011;14(1):11-21.

^{ccxiii} Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*. 2013 Feb;109(2):121-8.

^{ccxiv} Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*. 2015 Jan;46(1):9-17

-
-
- ^{ccxv} Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*. 2014 Jul;18(6):1687-94.
- ^{ccxvi} Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Apr;27(4):465-72.
- ^{ccxvii} Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Dec 31. doi: 10.1111/clr.12994.
- ^{ccxviii} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Jul-Aug;29(4):853-62.
- ^{ccxix} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Jan;17 Suppl 1:e54-64.
- ^{ccxx} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant Dent*. 2015 Oct;24(5):498-504.
- ^{ccxxi} Giménez B, Pradies G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Jan-Feb;30(1):56-64.
- ^{ccxxii} Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2017 Jun;28(6):648-653. doi: 10.1111/clr.12853.
- ^{ccxxiii} Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig*. 2016;20:1487-94.
- ^{ccxxiv} Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig*. 2016;20:1487-94.
- ^{ccxxv} Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *Int J Comput Dent*. 2011;14(1):11-21.
- ^{ccxxvi} Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*. 2013 Feb;109(2):121-8.
- ^{ccxxvii} Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*. 2015 Jan;46(1):9-17
- ^{ccxxviii} Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral*

Implants Res. 2016 Apr;27(4):465-72.

- ^{ccxxxix} Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Dec 31. doi: 10.1111/clr.12994.
- ^{ccxxx} Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Jun;28(6):648-653. doi: 10.1111/clr.12853.
- ^{ccxxxix} Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig.* 2014 Jul;18(6):1687-94.
- ^{ccxxxii} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014 Jul-Aug;29(4):853-62.
- ^{ccxxxiii} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Jan;17 Suppl 1:e54-64.
- ^{ccxxxiv} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant Dent.* 2015 Oct;24(5):498-504.
- ^{ccxxxv} Giménez B, Pradies G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015 Jan-Feb;30(1):56-64.
- ^{ccxxxvi} Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig.* 2016;20:1487-94.
- ^{ccxxxvii} ISO International organization for Standardization. 10360-2. 2009) Geometrical product specifications (GPS). Acceptance and reverification test for coordinated measuring machines (CMMs). Part 2: CMMs used for measuring linear dimensions.
- ^{ccxxxviii} Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):11-21.
- ^{ccxxxix} Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent.* 2013 Feb;109(2):121-8.
- ^{ccxli} Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int.* 2015 Jan;46(1):9-17
- ^{ccxli} Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Jun;28(6):648-653. doi: 10.1111/clr.12853.

-
- ccxlii Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*. 2014 Jul;18(6):1687-94.
- ccxliiii Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions—an in-vitro study. *Int J Comput Dent*. 2011;14(1):11-21.
- ccxliv Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*. 2013 Feb;109(2):121-8.
- ccxlv Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*. 2015 Jan;46(1):9-17
- ccxlvi Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Dec 31. doi: 10.1111/clr.12994.
- ccxlvii Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, De Bruyn H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2017 Jun;28(6):648-653. doi: 10.1111/clr.12853.
- ccxlviii Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*. 2014 Jul;18(6):1687-94.
- ccxlix Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig*. 2016;20:1487-94.
- cccl Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Apr;27(4):465-72.
- cccli Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Jul-Aug;29(4):853-62.
- ccclii Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Jan;17 Suppl 1:e54-64.
- cccliii Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant Dent*. 2015 Oct;24(5):498-504.
- cccliv Giménez B, Pradies G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Jan-Feb;30(1):56-64.
- ccclv Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Jul-

Aug;29(4):853-62.

- ^{cclvi} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Jan;17 Suppl 1:e54-64.
- ^{cclvii} Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant Dent*. 2015 Oct;24(5):498-504.
- ^{cclviii} Giménez B, Pradies G, Martínez-Rus F, Özcan M. Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Jan-Feb;30(1):56-64.
- ^{cclix} Güth JF, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig*. 2016;20:1487-94.