

POLITECNICO DI TORINO

Facoltà di Ingegneria

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

**Metodi automatici di analisi di immagini
micro-CT per la valutazione di materiali e
procedure in ambito dentale**



Relatori:

prof. Molinari Filippo
prof. Bignardi Cristina
Ing. Salvi Massimo

Candidato:

Ussi Noemi

Luglio 2018

Indice

Abstract (Eng).....	1
Abstract (Ita).....	3
1 Il dente e i restauri dentali.....	5
1.1 Anatomia del dente	5
1.2 Restauri dentali.....	6
1.2.1 Microleakage e shrinkage.....	7
1.2.2 Metodi tradizionali per la valutazione del gap interfacciale	8
2 Micro-CT in ambito dentale	10
2.1 Micro-CT.....	10
2.2 Uso della micro-CT in ambito dentale	12
3 Materiali e metodi	16
3.1 Algoritmo.....	17
3.1.1 Analisi dell'istogramma delle luminosità.....	20
3.1.2 Identificazione del dente.....	21
3.1.3 Identificazione del restauro	25
3.1.4 Identificazione dei canali.....	28
3.1.5 Identificazione e quantificazione del gap	32
3.1.6 Casi critici	35
4 Validazione dell'algoritmo	39
5 Conclusione	45

Bibliografia	47
Sitografia	50

Abstract (Eng)

A dental restoration has as main function the coverage of the exposed dental tissues due to a trauma or a caries removal. For a successful dental restoration, it is very important to achieve a close seal around the restoration margin as protection against bacterial infiltration, which produce recurrent caries and pulpal damage.

However, even considering the many advances in adhesive technologies in dental field, it is challenging to obtain a satisfactory seal of the restoration margins in order to prevent *microleakage* for a sufficiently long period of time.

This problem got worse by the phenomenon known as *shrinkage*, that consists in the contraction of the composite. The volume loss caused by shrinkage generates stresses that have been considered as important factors affecting the marginal integrity of restorations, leading to debonding from the surrounding tooth structure and formation of gaps. The longevity and success of the restoration are greatly compromised by these aspects.

Interfacial gaps and residual stresses have been widely investigated by techniques that require specimen cutting. Currently, advanced imaging techniques are available, like high-resolution tomography, that allow non-destructive evaluation of the internal structures of the analyzed object. With non-invasive imaging, the sample should not be destroyed to perform the investigation and therefore it is possible to study it several times.

This thesis develops a fully-automated algorithm, using micro-CT images (micro-Computed Tomography), for the segmentation of tooth internal structures and the quantification of gap formation at the interface between the restoration and the dental tissues. In particular, the algorithm was developed to analyze the transversal projections of molar teeth. The first step of the proposed algorithm is the identification of the tooth,

root canals and the restoration. Then, the gap is recognized around the restoration and its volume is calculated.

To verify its reliability in tissues and gap detection, the algorithm was tested on 7895 images taken from 8 specimens of human molars.

It allows to perform an accurate analysis of the internal structure of the tooth and furthermore, unlike the manual method, allows to perform quantitative measurements in a completely automatic way, with repeatable results and less waste of time.

In the following sections, a detailed description of the algorithm is provided.

Abstract (Ita)

Un restauro dentale ha come funzione principale la copertura dei tessuti esposti in seguito all'insorgere di un trauma o alla rimozione di una carie. Al fine del successo del restauro dentale, è importante ottenere un margine ben sigillato come protezione contro l'infiltrazione batterica, la quale causa l'insorgere di carie secondaria e il danneggiamento della polpa.

Nonostante i numerosi progressi delle tecnologie adesive in campo odontoiatrico, rimane difficile sigillare i margini del restauro in modo soddisfacente e prevenire microinfiltrazioni (*microleakage*) per un periodo di tempo sufficientemente lungo.

Questo problema è peggiorato dal fenomeno noto come *shrinkage*, che consiste nel ritiro dimensionale del composito. La perdita di volume che ne consegue genera sollecitazioni che sono state riconosciute come importanti fattori che influiscono sull'integrità dei bordi del restauro, portando al distacco tra esso e i circostanti tessuti del dente e alla formazione di lacune. La longevità e il successo del restauro sono notevolmente compromesse da questi aspetti.

Il microgap interfacciale e le tensioni residue sono state ampiamente studiate mediante metodi che richiedono il taglio dei campioni analizzati. Attualmente sono disponibili avanzate tecniche di imaging, come ad esempio le tecniche tomografiche ad alta risoluzione, le quali consentono la valutazione non distruttiva delle strutture interne dell'oggetto analizzato. Mediante tecniche di imaging non invasive, il campione non deve essere distrutto per eseguire l'esame ed è quindi possibile riesaminarlo molte volte.

In questo lavoro di tesi è stato sviluppato un algoritmo automatico, mediante l'uso di immagini acquisite mediante micro-CT (micro-Computed Tomography), per la segmentazione delle strutture interne del dente e la quantificazione della formazione del gap all'interfaccia fra il restauro e i tessuti dentali. In particolare, l'algoritmo è stato sviluppato per analizzare le proiezioni trasversali dei denti molari. Il primo passo

dell'algoritmo proposto è l'identificazione del dente, dei canali radicolari e del restauro. In seguito si effettua il riconoscimento del gap attorno all'otturazione e il calcolo del suo volume.

Per verificarne l'affidabilità nel riconoscimento dei tessuti e del gap, l'algoritmo è stato testato su 7895 immagini appartenenti a 8 campioni di molari umani.

Questo algoritmo permette di eseguire un'accurata analisi della struttura interna del dente e inoltre, a differenza del metodo manuale, consente di eseguire misure quantitative in modo completamente automatico, con risultati ripetibili e con minor dispendio di tempo.

Nelle sezioni seguenti viene fornita una descrizione dettagliata dell'algoritmo.

Capitolo 1

Il dente e i restauri dentali

1.1 Anatomia del dente

I denti sono piccoli organi situati nel cavo orale, adibiti alla masticazione. Nella struttura esterna del dente si individuano principalmente due parti: la corona e il colletto:

- la *corona* è la parte visibile del dente, quella che sporge dall'alveolo e dalla gengiva. Può assumere forme diverse a seconda del tipo di dente. Ad esempio negli incisivi è affilata e appiattita, mentre nei molari e nei premolari presenta solchi e cuspidi;
- la *radice* è inserita nell'alveolo e legata all'osso tramite il legamento parodontale. Nei molari e nei premolari può essere doppia e tripla.

Il confine tra la corona e la radice è detto *colletto*.

In un dente osservato in sezione longitudinale (Figura 1) sono individuabili quattro tipi di tessuti, due superficiali (smalto e cemento) e due profondi (dentina e polpa):

- lo *smalto* è un tessuto di origine epiteliale avascolare, privo di terminazione nervose e durissimo per via dell'elevata mineralizzazione, adatto a reggere gli stress meccanici dovuti alla masticazione e i cambiamenti di temperatura e a proteggere il dente dall'usura e dall'attacco degli agenti esterni;
- il *cemento* è uno strato sottile che riveste esternamente la radice, funge da sostegno contribuendo a mantenere il dente ben saldo al parodonto;

- la *dentina* è un tessuto connettivo avascolare mineralizzato che sottende sia lo smalto sia il cemento e circonda la camera pulpare, funge da ammortizzatore e da sostegno per la corona;
- la *polpa* è un tessuto connettivo, l'unico tessuto molle del dente, in cui decorrono i vasi e i nervi. Occupa una cavità centrale detta *camera o cavità pulpare*, che si estende dalla corona, dove risulta più ampia, a tutte le radici. All'apice di ciascuna radice questa cavità comunica con il parodonto per mezzo del foro apicale. [1]

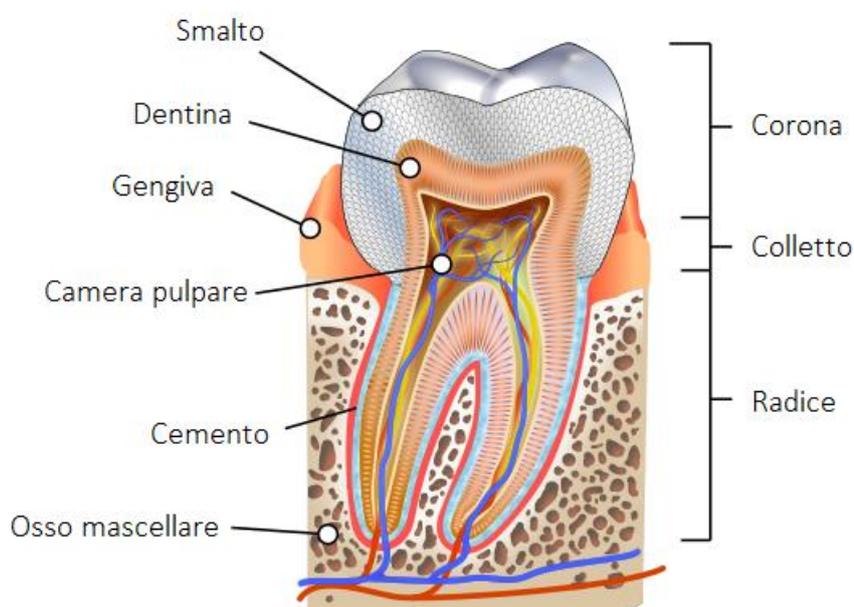


Figura 1: Rappresentazione della sezione longitudinale di un dente molare inferiore.

1.2 Restauri dentali

Quando un dente viene danneggiato dall'insorgere di una carie o di un trauma, al fine di ripristinarne l'integrità funzionale, morfologica ed estetica, viene riparato mediante una otturazione. Questa tecnica viene applicata nel caso la parte da ricostruire non sia troppo estesa e il danno si estenda unicamente a smalto e dentina, quindi in caso che non ci sia interessamento del nervo dentale.

I materiali usati per i restauri cercano di mimare la composizione di smalto e dentina, due compositi naturali costituiti da una componente organica e una mineraria. Generalmente si usano combinazioni di polimeri, ceramici e metalli, tra cui i più utilizzati sono: resine composite, cementi vetroionomerici e amalgami dentali.

1.2.1 Microleakage e shrinkage

Negli ultimi quarant'anni, il settore dell'odontoiatria adesiva ha avuto una notevole evoluzione grazie al significativo miglioramento delle proprietà fisiche dei compositi. Tuttavia, nonostante la vasta ricerca sui meccanismi di legame tra i compositi e il substrato dentale, è frequente il fallimento clinico dovuto al legame discontinuo dell'interfaccia di legame. Ciò si verifica principalmente a causa di due problemi: il microleakage e lo shrinkage.

Se il margine del restauro non è ben sigillato, e quindi c'è un gap tra le due parti, può avvenire l'infiltrazione di saliva e altri liquidi che trasportano batteri, enzimi, acidi ed altre sostanze irritanti attraverso l'interfaccia di legame discontinua, a diretto contatto con la dentina (*microleakage*) [2]. Ciò comporta l'insorgere di una serie di potenziali problemi clinici come l'ipersensibilità post-operatoria, la carie secondaria e l'infiammazione della polpa.

Questo problema tende ad aumentare a causa del fenomeno dello *shrinkage*, un grande svantaggio dei materiali compositi. Consiste nella contrazione del composito durante la fase di polimerizzazione o come conseguenza di stress termici e meccanici a lungo termine.

La contrazione da polimerizzazione, che secondo diversi studi si mantiene nell'intervallo 2% - 5% [3] [4] [5] [6], si verifica quando si riduce la distanza tra i monomeri a causa della conversione delle deboli forze di Van der Waals in legami covalenti. Si genera stress all'interfaccia, con conseguente indebolimento del materiale quando lo stress da contrazione supera la forza di adesione.

Altri importanti fattori nello sviluppo dello stress da contrazione sono il contatto del composito con le pareti della cavità e il comportamento viscoelastico del materiale, caratterizzato da uno stato più fluido nelle prime fasi della reazione e da un modulo

elastico più elevato nelle fasi successive della polimerizzazione. Poiché sia il ritiro volumetrico che le proprietà viscoelastiche del materiale sono influenzate dalle stesse variabili, è arduo capire quale contributo comporta ciascuna delle due condizioni alla contrazione del composito. La complessità di questo problema è accentuata dal fatto che lo sviluppo dello stress è influenzato dalla cinetica di reazione [3].

1.2.2 Metodi tradizionali per la valutazione del gap interfacciale

Sono state utilizzate diverse tecniche per valutare il microleakage e la formazione del microgap, e i risultati variano notevolmente fra di loro. La maggior parte di essi comporta l'uso di traccianti e il sezionamento dei campioni (Figura 2).

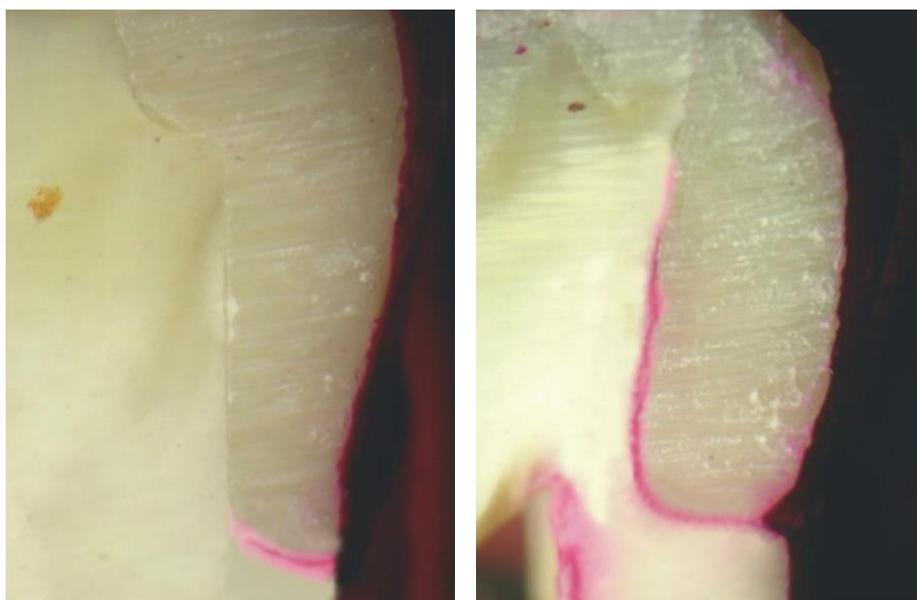


Figura 2: Sezioni mesodistali di denti, con microleakage evidenziato mediante colorante [7].

Ad esempio, in uno studio del 2005 *De Munk et al.* [8] utilizzarono una soluzione colorante in cui immersero i campioni da testare per un certo periodo di tempo; dopo di che sezionarono ciascun campione per poter esaminare visivamente la penetrazione del colorante attorno al materiale da restauro.

Oltre ad essere ad alto costo, questo metodo è molto dispendioso in termini di tempo, ma il problema principale è che fornisce solo una valutazione qualitativa, ovvero dà la

conferma della presenza o assenza del colorante nella sezione studiata, fornendo poche informazioni sulla vera causa dell'insuccesso clinico.

Una variante di questo approccio prevede l'uso di una scala non parametrica, la quale fornisce un punteggio semi-quantitativo in base al grado di penetrazione del colorante. Tuttavia, la definizione dei punteggi e la scala utilizzata variano tra gli studi, rendendo i risultati non confrontabili tra loro. Questa valutazione qualitativa o semi-quantitativa rende il test stesso non molto affidabile. Inoltre, la valutazione può essere effettuata solo nel piano attraverso il quale il campione viene sezionato, il che può essere fuorviante perché l'infiltrazione del colorante non si verifica in modo uniforme su tutta l'interfaccia [9].

In tutti questi metodi viene effettuato il sezionamento dei campioni che rende impossibile l'esecuzione di test successivi. Per questo e per i motivi sopra descritti, per quantificare con precisione il gap interfacciale è necessario ricorrere ad altre tecniche, come ad esempio le tecniche di imaging basate sull'uso della micro-CT, le quali verranno discusse nel capitolo successivo.

Capitolo 2

Micro-CT in ambito dentale

2.1 Micro-CT

Le basi teoriche della Tomografia Computerizzata (CT) hanno origine nel 1917, quando il matematico Johan Radon dimostrò che un qualunque oggetto n-dimensionale può essere ricostruito partendo dalle sue n-1 proiezioni dimensionali. Tuttavia, solo nella seconda metà del secolo Allan M. Cormack presentò da le basi matematiche per la ricostruzione delle immagini tomografiche, e successivamente, nel 1972, Godfrey N. Hounsfield inventò il primo scanner CT. L'invenzione è stata talmente importante che nel 1979 Cormack e Hounsfield ottennero il premio Nobel per la medicina. La "scala Hounsfield" rimane ancora oggi la misura standard della radiodensità nelle scansioni CT.

Nei primi anni '80 l'applicazione della tecnologia CT è stata estesa dal campo clinico alla ricerca. La sicurezza del paziente non era più un problema quindi poterono essere utilizzate risoluzioni più elevate e tempi di esposizione più lunghi. In quegli anni Jim Elliott ideò e costruì il primo sistema di microtomografia a raggi X, con lo stesso metodo utilizzato nelle scansioni CT ospedaliere, ma su scala ridotta e con una risoluzione notevolmente maggiore, nell'intervallo 5-50 μ m o circa 1 milione di volte inferiore rispetto alle CT tradizionali. Nel 1994 fu reso commercialmente disponibile il primo scanner micro-CT e da allora questa tecnica è diventata uno standard nella ricerca biomedica.

La micro-CT può essere utilizzata per analizzare un'ampia gamma di campioni, tra cui tessuti mineralizzati come le ossa e i denti e materiali come ceramiche, polimeri e scaffold di biomateriali. [10]

In un apparecchio di micro-CT, una sorgente di raggi X microfocalizzata illumina l'oggetto in esame e un rivelatore planare contrapposto alla sorgente raccoglie le radiazioni trasmesse, ovvero quelle non assorbite dal campione esaminato (Figura 3). Mentre l'oggetto ruota, un computer acquisisce i dati dei profili di attenuazione dei raggi X dell'oggetto ad angoli differenti e sintetizza una serie di proiezioni trasversali. I dati delle varie viste vengono poi processati dal calcolatore elettronico che, attraverso il principio della retroproiezione filtrata, è in grado di ricostruire la struttura tridimensionale interna del campione in alta risoluzione.

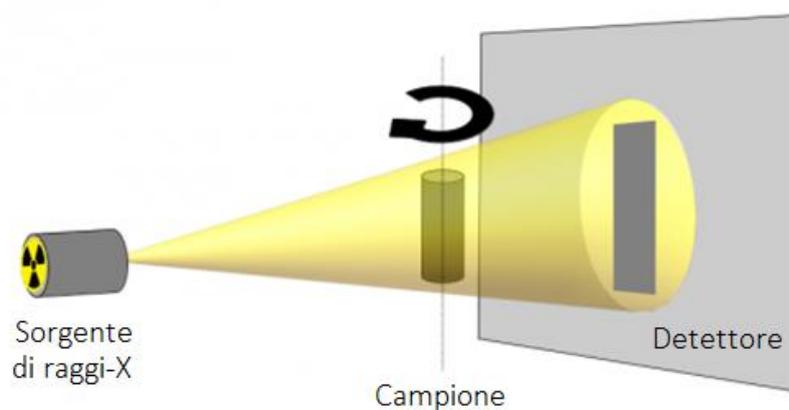


Figura 3: Schema di funzionamento della micro-CT.

I diversi componenti dell'oggetto si distinguono in base alle loro differenti capacità di attenuare i raggi X, la quale viene codificata in immagini digitali in un intervallo di valori in scala di grigi. In particolare, i pixel più scuri (codificati con valori bassi) rappresentano i materiali meno densi, mentre i pixel più chiari (codificati con valori elevati) rappresentano i materiali più densi.

Come si vede in Figura 4, raffigurante due proiezioni trasversali di denti molari con restauro, i pixel rappresentanti la dentina assumono valori inferiori rispetto a quelli dello smalto, che a sua volta è rappresentato da pixel di valori inferiori rispetto al materiale usato per il restauro.

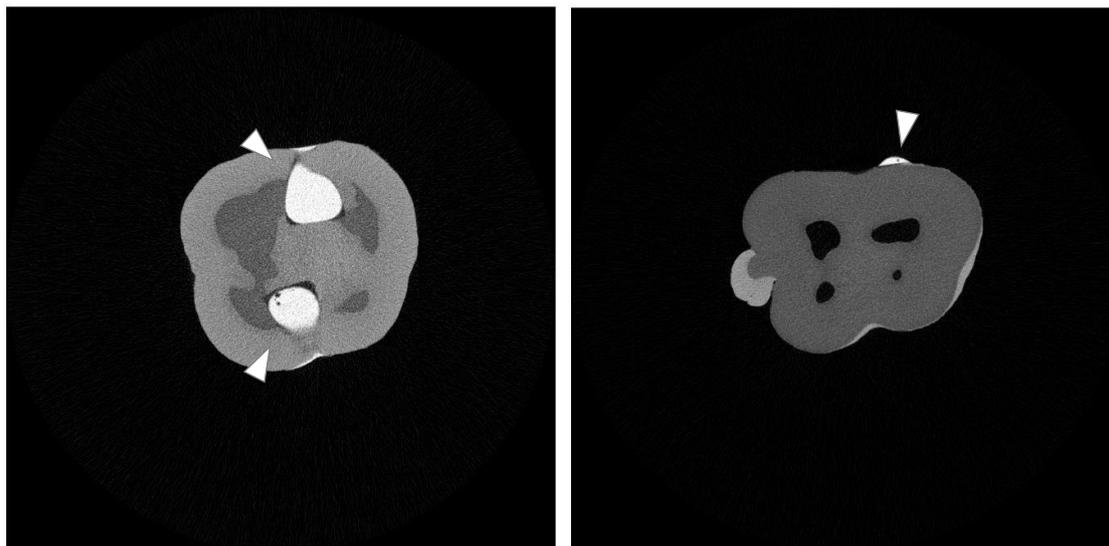


Figura 4: Esempi di proiezioni trasversali di denti molari con restauro. Il restauro è indicato dalle frecce.

La microtomografia a raggi X presenta innumerevoli vantaggi. Oltre ad essere ad alta risoluzione e precisione, il vantaggio più grande è che si tratta di una tecnica non distruttiva che non richiede alcun sezionamento, preparazione o colorazione del campione. Permette di ottenere immagini che rappresentano fette di pari spessore, evitando le irregolarità dovute al taglio fisico del campione. Inoltre, lo spessore minimo delle fette dipende solamente dalla dimensione del fascio di raggi X, quindi le fette ottenute mediante la micro-CT possono essere molto più sottili di quelle tagliate fisicamente usando un macchinario [11].

2.2 Uso della micro-CT in ambito dentale

Diversi ricercatori hanno testato le prestazioni della microtomografia in ambito dentale.

Ad esempio, *Olejniczak* e *Grine* [12] ne valutarono l'accuratezza confrontando misure dello spessore dello smalto dentale effettuate mediante micro-CT con misure manuali ottenute mediante sezionamento dei campioni. I risultati dimostrarono che campioni di dimensioni e spessori variabili erano rappresentati in modo chiaro e accurato dalle

scansioni eseguite con la micro-CT, con risultati che differivano solo del 3% - 5% tra i due metodi.

L'accuratezza della micro-CT è stata anche confrontata da *Kim et al.* [13] con misurazioni dirette, scanner 3D e fotografie, i quali conclusero che la microtomografia a raggi X può essere considerata un metodo affidabile e un utile strumento per misurare distanze e per osservare la struttura dentale, sia internamente sia esternamente.

La micro-CT venne anche utilizzata per effettuare ricostruzioni 3D e ottenere dati volumetrici, sia qualitativi sia quantitativi, sulle strutture interne del dente [14] e per tracciare i riempitivi in materiale composito, idea proposta per la prima volta da *Inai et al.* nel 2002 [15]. Questo portò ad ulteriori ricerche sull'adattamento interno dei compositi e sulla sua correlazione con lo sviluppo di stress e sforzi.

È ormai ampiamente accettato dalla comunità scientifica il fatto che questa tecnica si possa considerare valida anche nella valutazione di shrinkage e microleakage, di cui di seguito sono presentati alcuni esempi trovati in letteratura.

Nel 2009 *Zeiger, Sun et al.* condussero uno studio atto a valutare lo shrinkage e il microleakage su 6 campioni di denti umani.

Praticarono due fori di uguale volume ma di diverse dimensioni nella dentina esposta dei denti molari, riempirono le cavità con un materiale composito e scansionarono i denti, prima e dopo la polimerizzazione, mediante micro-CT. Effettuarono la ricostruzione 3D e l'analisi dei dati utilizzando il software fornito dal produttore dell'apparecchio di micro-CT e il software ImageJ. Calcolarono la contrazione del composito sottraendo il suo volume totale dopo la fotopolimerizzazione dal suo volume totale prima della polimerizzazione e utilizzarono le posizioni del gap per prevedere dove ci sarebbe stata l'infiltrazione.

Dalle ricostruzioni 3D evinsero che le dimensioni e la geometria della cavità non influenzavano il restringimento volumetrico del composito e che i potenziali siti causa di microleakage risultavano distribuiti in modo non uniforme lungo l'interfaccia dente-composito. Tali risultati sono stati validati mediante sezionamento dei campioni e osservazione degli stessi con microscopio confocale a scansione laser (Figura 5) [2].

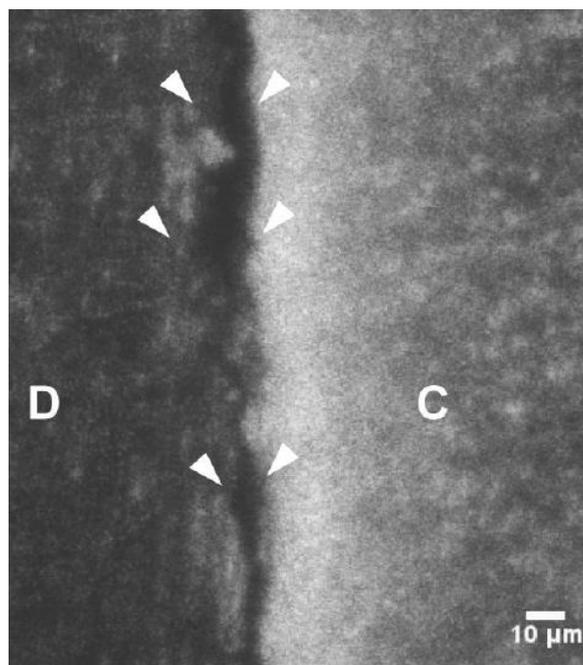


Figura 5: Visualizzazione del piano di taglio di un dente con restauro mediante microscopia confocale. Il gap tra la dentina (D) e il composito (C) è indicato dalle frecce [2].

Nello stesso anno Sun, Eidelman et al. effettuarono uno studio simile al precedente, ma si basarono su campioni creati artificialmente.

Modellarono delle cavità, con geometrie differenti, in PMMA ricreando una superficie interna ruvida per simulare la cavità dentale e scansionarono i campioni mediante l'uso della micro-CT, prima e dopo la polimerizzazione del materiale usato per il restauro. Utilizzarono il software ImageJ per sottrarre i due volumi e ottenere il gap tra il composito e le pareti della cavità, rappresentante la contrazione da polimerizzazione del composito, e rilevarono il possibile volume causa del microleakage in base alle posizioni del gap. Utilizzarono poi un colorante per validare i risultati e analizzarono i campioni mediante spettroscopia FTIR.

La contrazione dei compositi calcolata coi due metodi risultò identica, indipendentemente dalla geometria del campione. Anche per quanto riguarda il microleakage, la sua distribuzione spaziale determinata mediante micro-CT si accordava bene con i risultati trovati in seguito alla penetrazione del colorante. Il microleakage si

dimostrò altamente dipendente dal fattore C (definito come il rapporto tra le aree di contatto e non contatto) e dal volume del composito. [16]

Un altro esempio è il lavoro svolto da *Kim e Park* [17] con lo scopo di valutare l'adattamento interno dei compositi.

Effettuarono delle scansioni di campioni dentali con restauro dopo l'immersione in una soluzione di nitrato d'argento e l'applicazione di un carico ciclico e misurarono il microgap usando i software CTAn e DataViewer, entrambi forniti dal produttore dello scanner micro-CT. Confrontarono i risultati così ottenuti con il microgap misurato osservando con uno stereomicroscopio i campioni sezionati. Valutando la correlazione tra i dati raccolti e lo stress e gli sforzi generati dalla contrazione del composito, riscontrarono che questi erano strettamente correlati con l'adattamento interno dei restauri.

Tutti gli studi presentati in questa sezione si basano su metodi manuali che si appoggiano a dei software non appositamente studiati per la valutazione del gap interfacciale. Attualmente non è possibile trovare in letteratura un algoritmo che permetta di quantificare il distacco tra il restauro e i tessuti del dente in modo completamente automatico.

Capitolo 3

Materiali e metodi

In questo lavoro di tesi sono stati analizzati 8 campioni di molari, forniti dalla Dental School di Torino. Tutti i campioni presentavano un restauro in materiale composito.

I campioni sono stati scannerizzati mediante Skyscan-1172 (SkyScan, Bruker, Kontich, Belgium) (Figura 6) selezionando i seguenti parametri di scansione: voltaggio = 100kV, corrente 100 μ A, dimensione pixel = 10 μ m.

Successivamente è stata eseguita la ricostruzione del volume mediante il software NRecon, fornito dal produttore dello scanner micro-CT. Tramite il software, si impostano pari a 0÷0.006 gli estremi del range dinamico dei dati di output, il quale determina la conversione dei valori assunti dai pixel da numeri reali (la ricostruzione viene eseguita utilizzando numeri reali in virgola mobile) a numeri interi.



Figura 6: Skyscan-1172.

3.1 Algoritmo

Per analizzare la struttura del dente e quantificare la formazione del microgap all'interfaccia fra il restauro e i tessuti, è stato sviluppato, utilizzando il software Matlab (Mathworks, Natick, MA, USA), un algoritmo completamente automatico. In particolare, l'algoritmo è stato sviluppato per analizzare le proiezioni trasversali dei denti molari. Ciò viene fatto identificando prima di tutto il dente, i canali radicolari e il restauro; in seguito si effettua il riconoscimento del gap attorno all'otturazione e il calcolo del suo volume.

L'algoritmo esegue il processing immagine per immagine. Prende in input unicamente immagini in formato DICOM (.dcm) e legge le informazioni in esse contenute, quale ad esempio la scala di rappresentazione (espressa in mm).

Per ovviare il problema dell'ingente memoria occupata dal volume, il quale causerebbe l'impossibilità di caricare tutte le immagini ed eseguire il processing, in fase iniziale vengono messe in atto 4 strategie:

1. le immagini vengono trasformate in formato uint8, quindi i valori che assumeranno i pixel saranno sempre interi senza segno e rappresentati da 8 bit;
2. le immagini vuote, ovvero non contenenti alcun oggetto, non vengono considerate;
3. le immagini vengono ridimensionate in caso avessero dimensione superiore a 2000 pixel per lato. In quest'ultimo caso l'oggetto verrebbe rappresentato da un numero di pixel diverso rispetto all'immagine originale ma la sua area reale rimarrebbe invariata, quindi si modifica proporzionalmente anche l'informazione sulla scala di rappresentazione;
4. l'algoritmo esegue il processing a blocchi di 500 immagini; ogni volta che viene analizzato un nuovo gruppo di immagini, si tiene conto della segmentazione effettuata nell'ultima fetta del gruppo precedente e si sommano i risultati ottenuti.

Si passa quindi al processing, le cui fasi sono descritte nel dettaglio in questo capitolo e mostrate prendendo ad esempio l'immagine in Figura 7:

1. analisi dell'istogramma delle luminosità
2. identificazione del dente
3. identificazione del restauro
4. identificazione dei canali
5. identificazione e quantificazione del gap



Figura 7: Proiezione trasversale di un dente con restauro

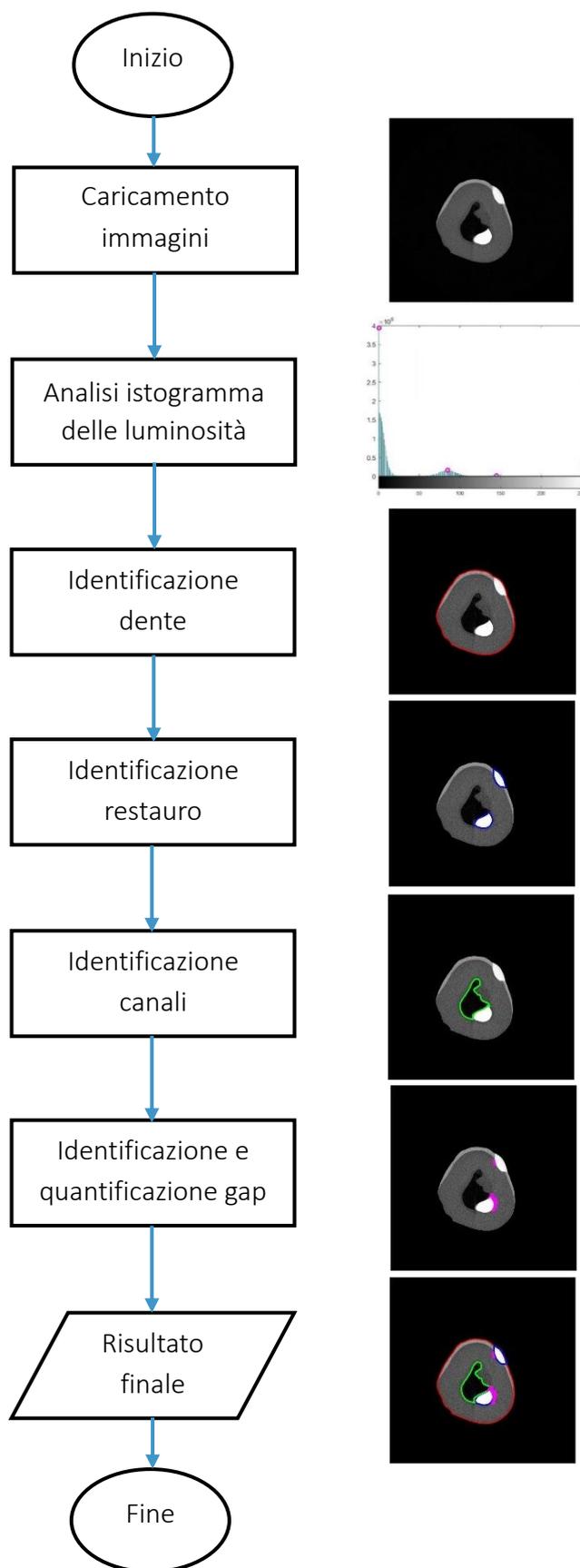


Figura 8: Diagramma di flusso del funzionamento dell' algoritmo.

3.1.1 Analisi dell'istogramma delle luminosità

Innanzitutto si procede con l'analisi dell'istogramma delle luminosità, così da identificare quali oggetti sono rappresentati nell'immagine.

Si ottiene la distribuzione delle luminosità dei pixel calcolando quanti pixel corrispondono a ciascun valore di intensità ammesso (i valori ammessi sono sempre compresi fra 0 e 255 per via dell'iniziale trasformazione in formato uint8) e si individuano, quindi, i picchi (ovvero i punti di massimo locale) prendendo in considerazione 3 criteri:

- minima distanza: 20
- minima prominenza: 100
- minima altezza: 1000

Ciascun picco identificherà quale oggetto è presente nell'immagine (Figura 9).

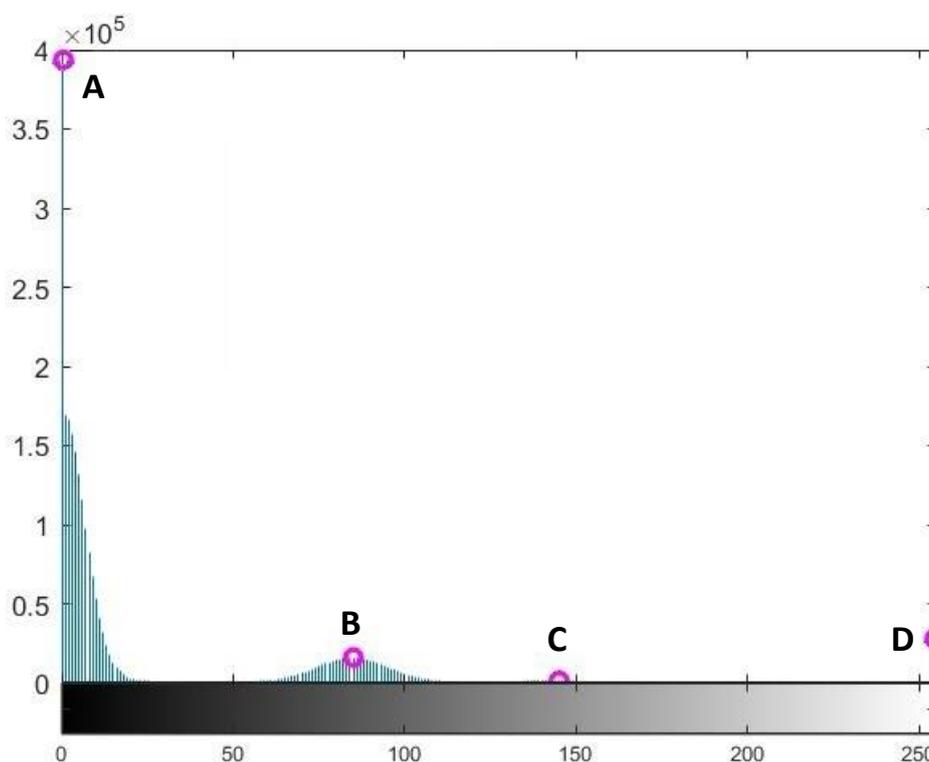


Figura 9: Istogramma delle luminosità. I cerchi identificano i picchi, i quali rappresentano: lo sfondo (A), la dentina (B), lo smalto (C) e il restauro (D).

Si passa al riconoscimento del dente, del restauro e dei canali. Ciò viene sempre fatto in due fasi:

1. Thresholding
2. Correzione

3.1.2 Identificazione del dente

Thresholding

Per prima cosa si esegue Global Thresholding, ovvero si suddividono i pixel dell'immagine sulla base di un valore di soglia uguale per tutta l'immagine. Tale valore viene scelto automaticamente mediante il metodo di Otsu, il quale ipotizza che l'istogramma delle luminosità abbia una distribuzione bimodale gaussiana e fissa la soglia nel punto in cui viene minimizzata l'area di sovrapposizione tra le code delle due gaussiane (Figura 10).

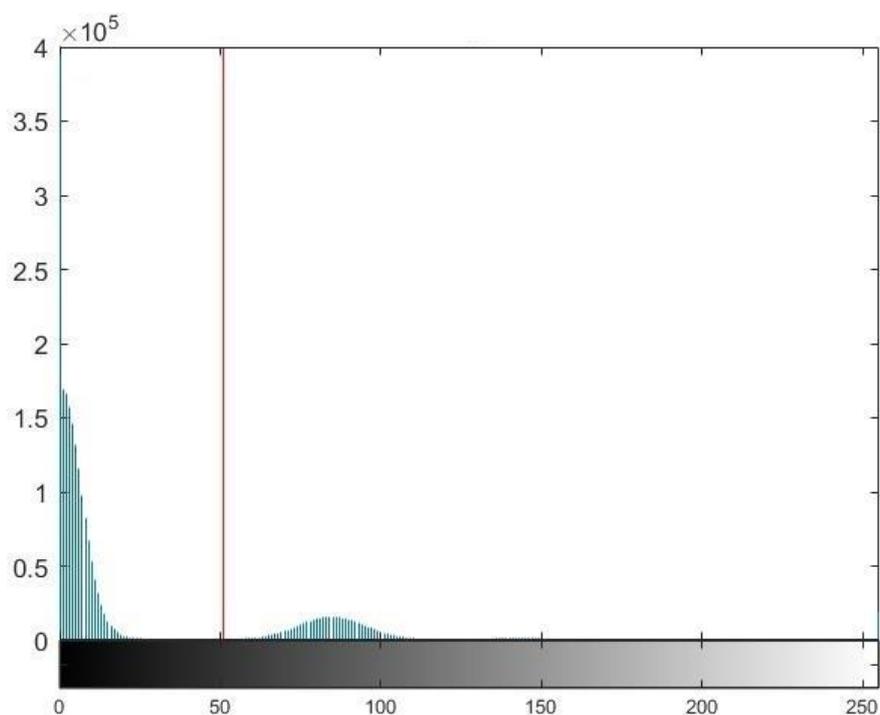


Figura 10: Istogramma delle luminosità con indicata la soglia scelta per il thresholding.

In una porzione del volume è generalmente visibile attorno al dente la base di sostegno su cui viene poggiato il campione per mantenerlo ben fermo durante l'esecuzione della scansione (Figura 12a). Per evitare il suo riconoscimento come parte del volume dentale, si considera che tale materiale assume sempre una colorazione grigio scuro per cui,

quando è presente, si riscontrano due picchi lungo il primo quinto dell'istogramma, i quali corrispondono ai pixel dello sfondo e della base di sostegno. Si verifica inoltre che l'area dell'istogramma calcolata tra il valore iniziale e il valore di soglia precedentemente scelto sia superiore al 50% dell'area totale e in tal caso si modifica il criterio di Otsu dividendo la distribuzione delle luminosità non più in due parti ma in tre e prendendo come soglia il valore maggiore.

Una volta scelta la soglia si genera la maschera binaria considerando come oggetto tutti i pixel che hanno un valore superiore alla soglia e si effettua un'operazione di pulizia mediante eliminazione delle regioni con area inferiore a $20,3\mu\text{m}^2$, valore scelto empiricamente sulla base dei campioni testati, e chiusura della maschera per riempire eventuali buchi interni. Si ottiene così il primo volume.

Correzione

Per avere la certezza di aver ben segmentato il contorno del dente si applicano al volume dei criteri di correzione basati sulla contiguità delle fette e sulla forma delle regioni segmentate.

1. Riguardo il primo criterio, si confrontano fra di loro maschere consecutive mediante il calcolo dei TP (True Positive), ovvero il numero di pixel in comune fra le due maschere. Se il valore di TP è inferiore al 90% dell'area della maschera al passo precedente, si risegmenta l'immagine corrente come descritto al paragrafo precedente ma con soglia pari al precedente valore che aveva consentito una segmentazione corretta.
2. Riguardo il secondo criterio, si calcola come fattore di forma la circolarità, una funzione di perimetro e area ($\frac{4\pi * Area}{Perimetro^2}$). La circolarità tende tanto più a 1 quanto più la regione è circolare, tende invece a 0 quanto più la regione presenta bordi frastagliati.

Si valutano due condizioni:

- se nella maschera corrente è presente almeno una regione con circolarità inferiore a 0,5 e se l'area in comune con la maschera al passo precedente è inferiore all'80% ;
- se è presente almeno una regione con circolarità inferiore a 0,2 e se l'area in comune con la maschera al passo precedente è superiore all'80%.

Se almeno una delle due si avvera, si risegmenta l'immagine corrente come descritto sopra ma con la soglia diminuita di un fattore 20.

Il risultato finale della segmentazione del dente per l'immagine in Figura 7 è mostrato in Figura 11. Un ulteriore esempio di segmentazione del dente è mostrato in Figura 12.

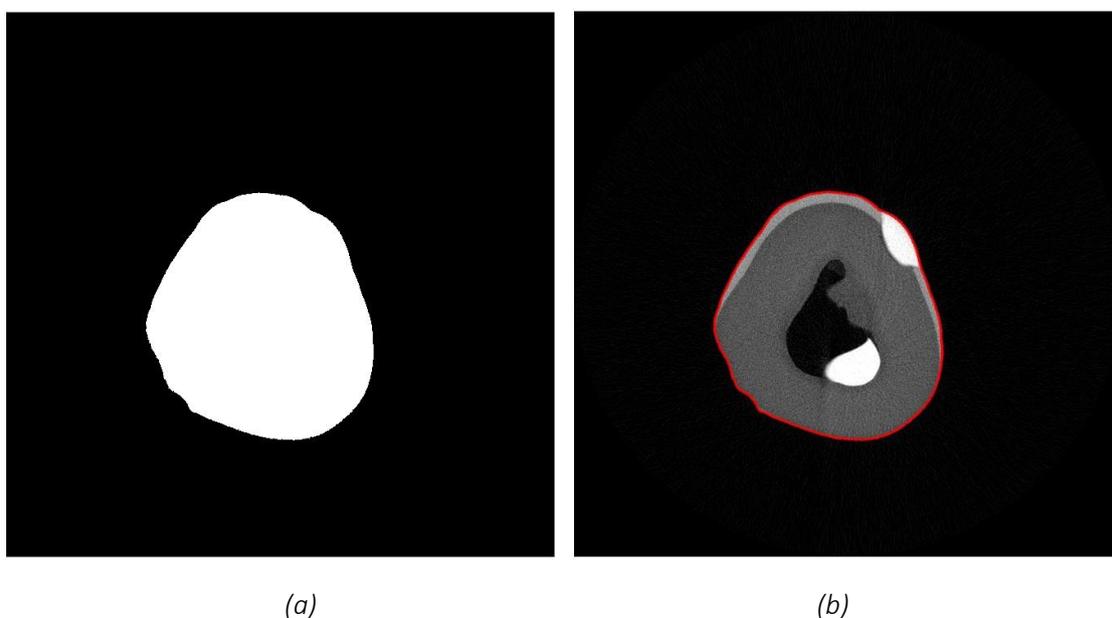


Figura 11: (a) Maschera binaria finale del dente, (b) Plot del contorno del dente sull'immagine originale.

Trovato l'intero volume del dente, si modifica il volume originale ponendo pari a 0 tutti i pixel dello sfondo, ovvero tutti i pixel che non rappresentano il dente. Questa operazione modifica l'istogramma delle luminosità schiacciando la curva dei valori più bassi sulla colonna di valore 0.

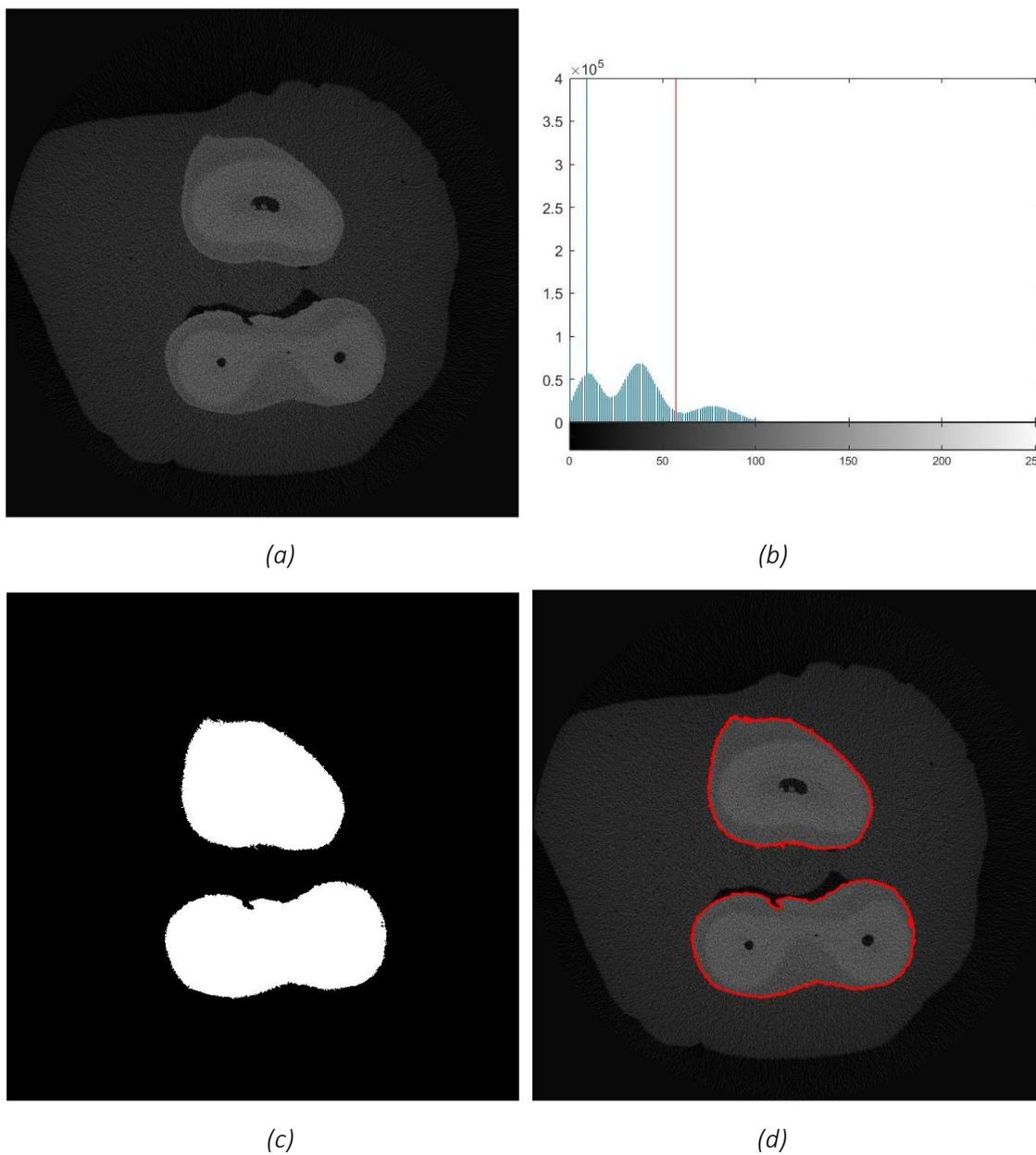


Figura 12: Esempio di identificazione del dente in una proiezione trasversale di un dente in cui è visibile la base di sostegno usata per mantenere il campione fermo durante l'esecuzione della scansione micro-CT. (a) Immagine originale, (b) Istogramma delle luminosità con indicata la soglia scelta per il thresholding, (c) Maschera binaria finale del dente, (d) Plot del contorno del dente sull'immagine originale.

3.1.3 Identificazione del restauro

Thresholding

Il restauro ha una radiopacità più elevata rispetto ai tessuti naturali del dente, per cui si assume che i pixel che lo rappresentano assumano sempre valori che si collocano negli ultimi due quinti dell'istogramma. Si incomincia la segmentazione quando in questa zona dell'istogramma si riscontra la presenza di un'area pari almeno a $121,5\mu\text{m}^2$, valore scelto empiricamente sulla base dei campioni testati. Quando l'area del restauro è sufficientemente grande da consentire il rilevamento di un picco nella parte finale dell'istogramma, per la scelta della soglia si usa il metodo di Otsu. Si divide la distribuzione delle luminosità in base al numero di picchi totali trovati (*n° di picchi* - 1), prendendo come soglia il valore maggiore. In caso contrario si imposta la soglia ad un valore fisso pari a 180, non troppo basso da andare a considerare gli altri tessuti meno radiopachi quali smalto e dentina, né troppo elevato da non consentire il rilevamento del restauro (Figura 13).

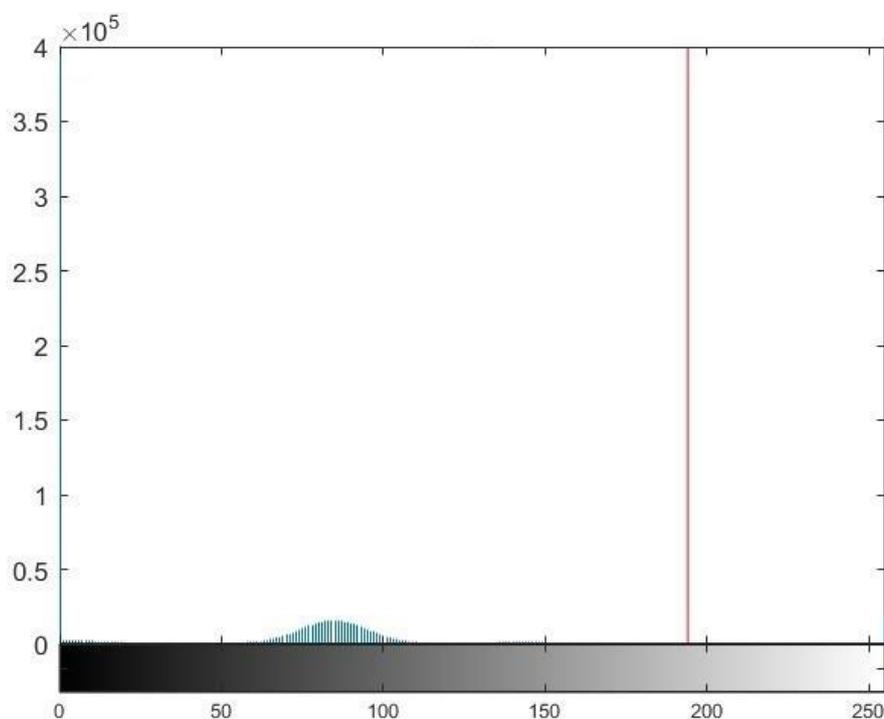


Figura 13: Iistogramma delle luminosità con indicata la soglia scelta per il thresholding.

Si genera quindi la maschera binaria considerando come oggetto tutti i pixel che hanno un valore superiore alla soglia, si fa chiusura per riempire eventuali buchi interni e si eliminano tutte le regioni con area inferiore a $8,1\mu\text{m}^2$.

Correzione

Al volume trovato si applica il criterio di contiguità tra le fette. Come descritto nella sezione 3.1.2, si paragona l'area della maschera calcolata al passo corrente a quella della maschera al passo precedente; se l'area in comune è inferiore al 95% dell'area della maschera al passo precedente, si risegmenta l'immagine corrente come descritto in precedenza ma con soglia pari al precedente valore che aveva consentito una segmentazione corretta.

Il risultato finale della segmentazione del restauro per l'immagine in Figura 7 è mostrato in Figura 14. Un ulteriore esempio di segmentazione del restauro è mostrato in Figura 15.

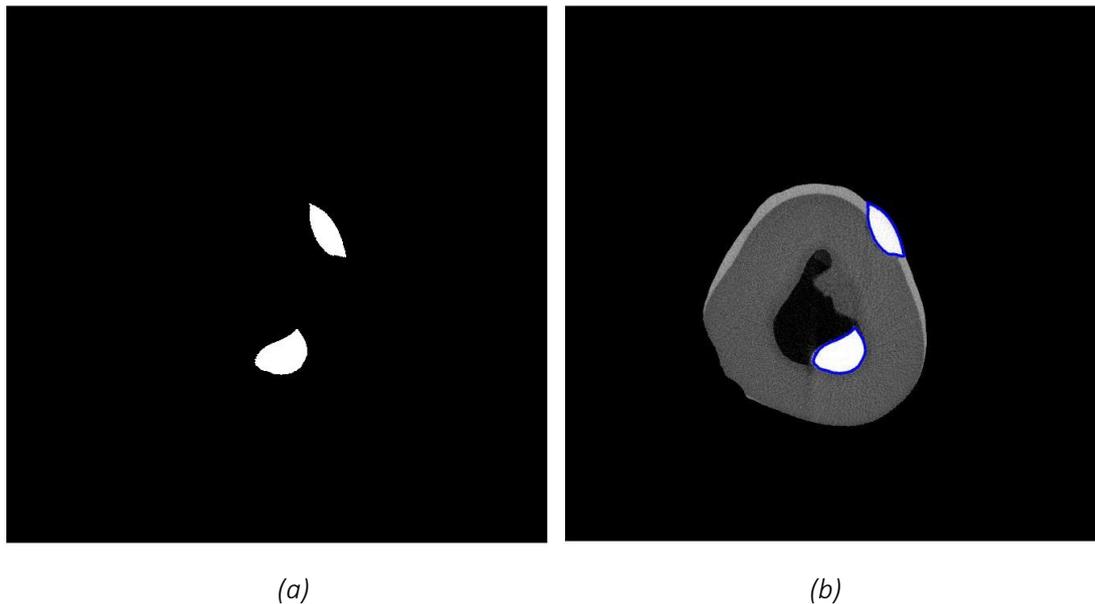


Figura 14: (a) Maschera binaria finale del restauro, (b) Plot del contorno del restauro sull'immagine originale.

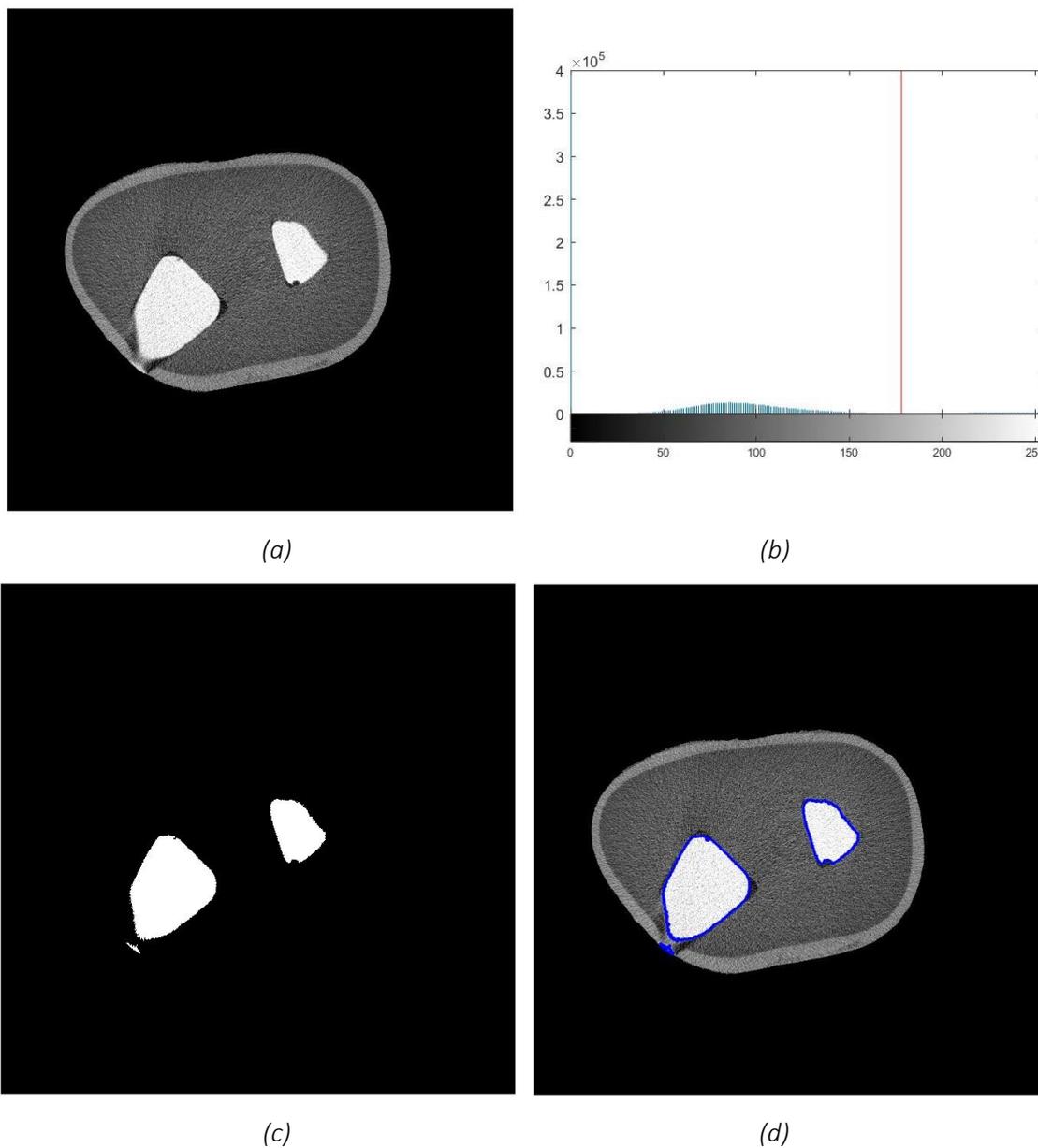


Figura 15: Esempio di identificazione del restauro in una proiezione trasversale di un dente con restauro. (a) Immagine originale, (b) Istogramma delle luminosità con indicata la soglia scelta per il thresholding, (c) Maschera binaria finale del restauro, (d) Plot del contorno del restauro sull'immagine originale.

3.1.4 Identificazione dei canali

Thresholding

Essendo strutture a bassa densità, i canali risultano più radiotrasparenti rispetto agli altri tessuti del dente e nell'immagine assumono valori prossimi allo zero.

Per identificarli si effettua Global Thresholding calcolando la soglia con il metodo di Otsu (si assume che la distribuzione delle luminosità sia bimodale) (Figura 16) e considerando come oggetto tutti i pixel che hanno un valore superiore alla soglia (Figura 17a). Si effettua chiusura e si sottrae la maschera binaria così trovata a quella del dente, ottenendo il suo negativo (Figura 17b). Infine si pulisce la maschera effettuando nuovamente chiusura (Figura 17c) e eliminando le regioni con area inferiore a $25\mu\text{m}^2$ (Figura 17d).

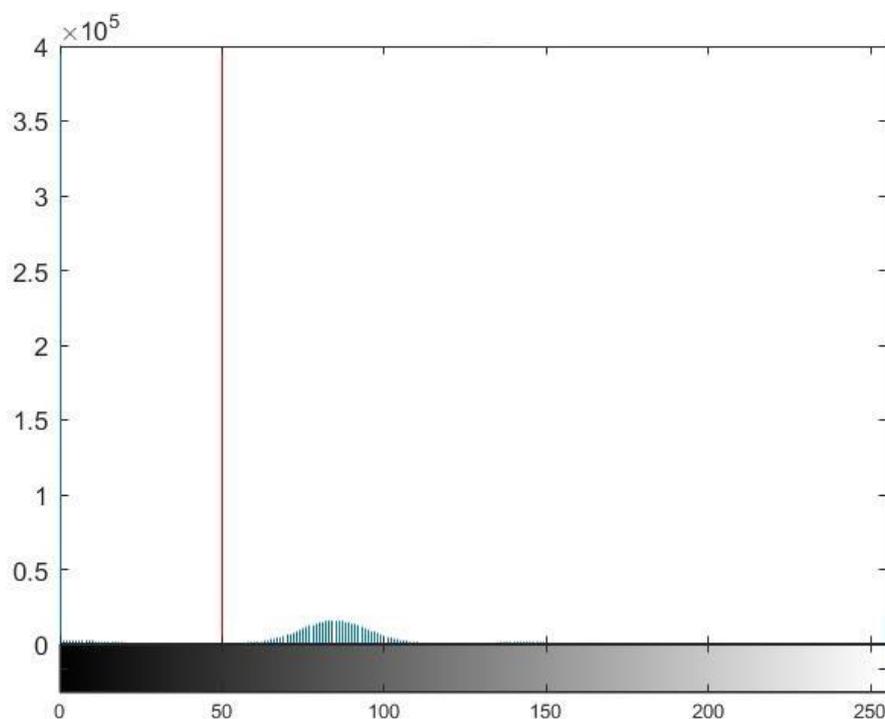


Figura 16: Istogramma delle luminosità con indicata la soglia scelta per il thresholding.

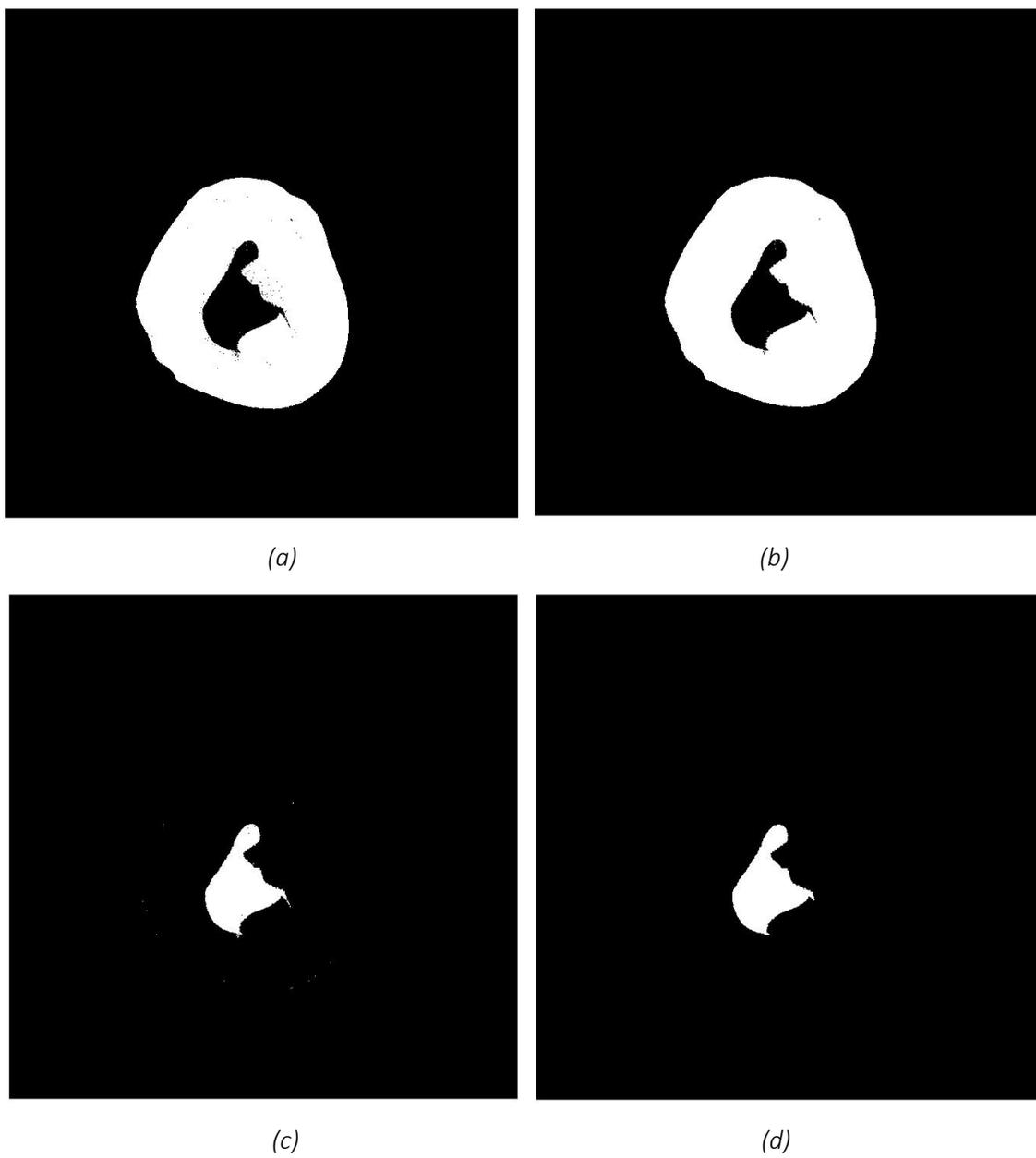


Figura 17: (a) Maschera binaria di appoggio utilizzata per ricavare la maschera binaria del canale, (b) Maschera binaria di appoggio dopo chiusura, (c) Maschera binaria del canale, (d) Maschera binaria del canale dopo chiusura ed eliminazione delle regioni con area $< 25\mu\text{m}^2$.

Correzione

Al fine di distinguere i canali da altre strutture quali bolle d'aria (dovute a una non buona polimerizzazione del materiale usato per il restauro), carie e spaccature interne al dente, si va ad analizzare la forma delle regioni trovate.

Vengono considerate bolle d'aria tutte quelle regioni caratterizzate da:

- eccentricità inferiore a 0,8
- area non superiore a $540\mu\text{m}^2$
- minima distanza dal bordo del restauro inferiore a $150\mu\text{m}$.

Vengono invece considerate carie o spaccature tutte quelle regioni che non presentano contiguità tra fette consecutive, ovvero quelle che tra una fetta e la successiva hanno meno del 75% dell'area in comune, e che soddisfano una delle seguenti condizioni:

- circolarità inferiore a 0,6 (ovvero i bordi della regione sono irregolari)
- area inferiore a $40,5\mu\text{m}^2$.

In tutti questi casi si elimina la regione dalla maschera binaria.

Il risultato finale della segmentazione del canale per l'immagine in Figura 7 è mostrato in Figura 18. Un ulteriore esempio di segmentazione del dente è mostrato in Figura 19.

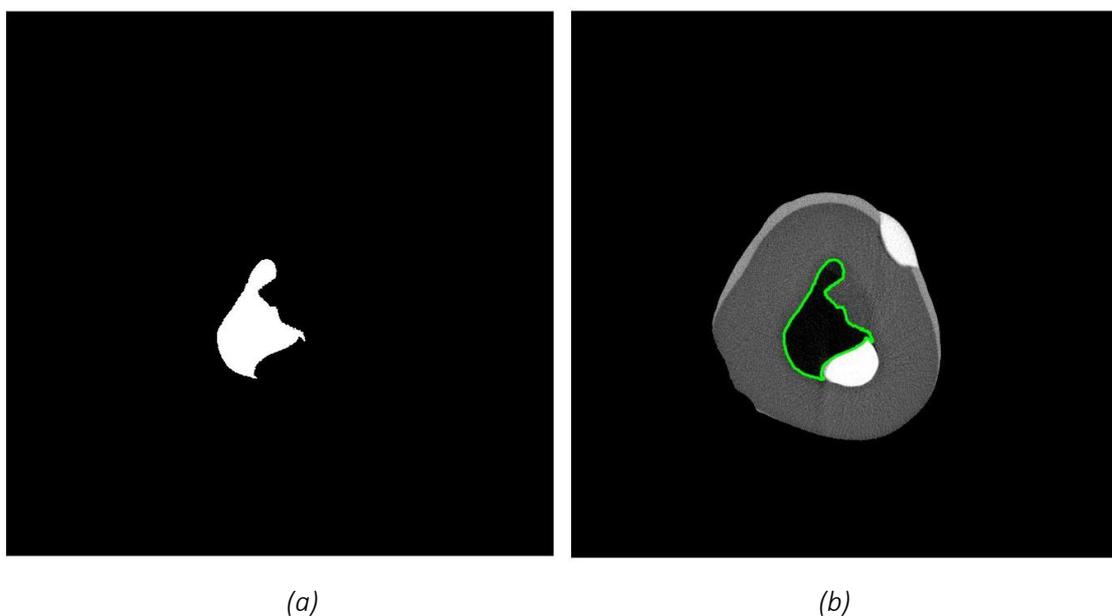


Figura 18: (a) Maschera binaria finale del canale, (b) Plot del contorno del canale sull'immagine originale.

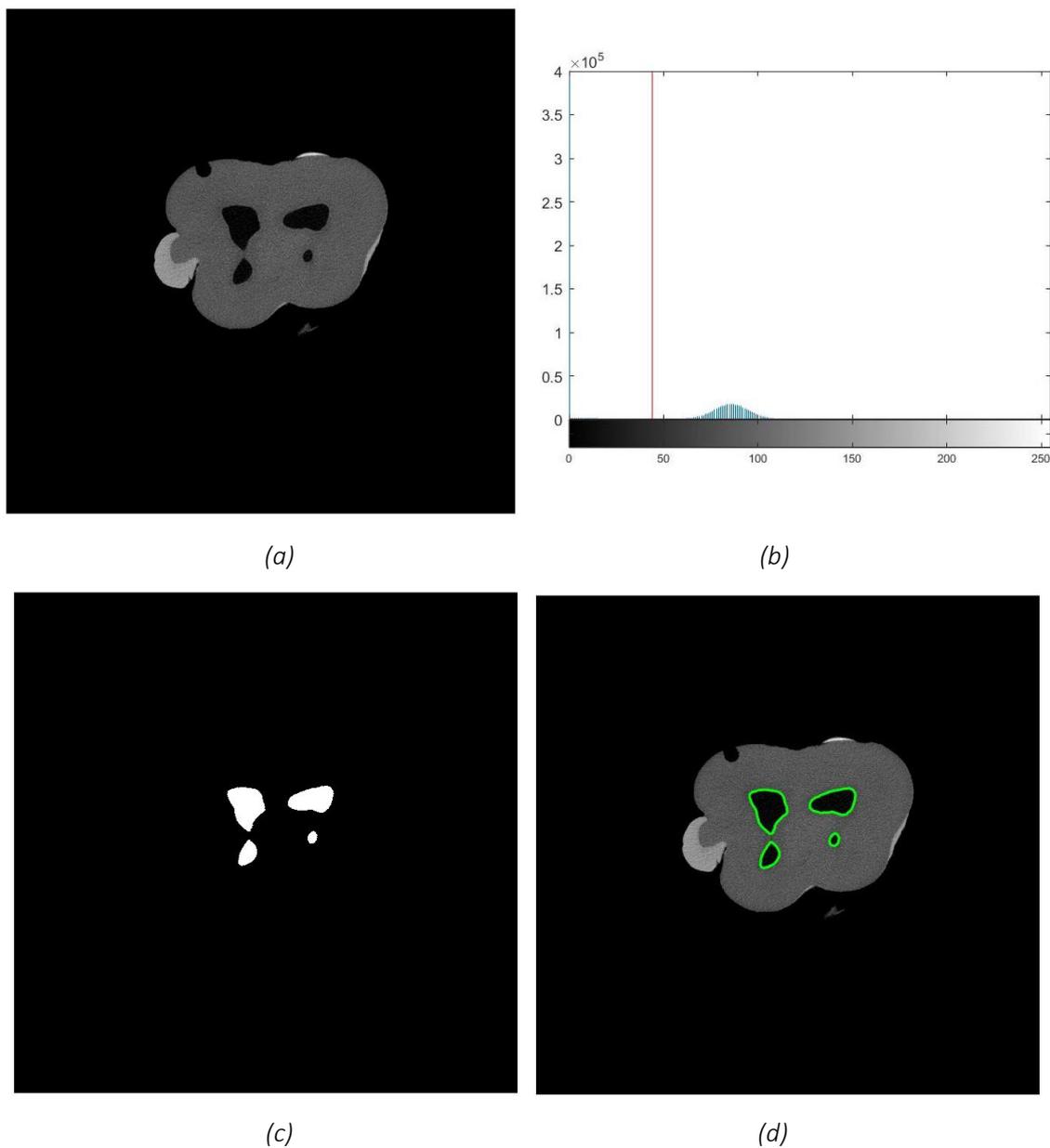


Figura 19: Esempio di identificazione del canale in una proiezione trasversale di un dente con restauro. (a) Immagine originale, (b) Istogramma delle luminosità con indicata la soglia scelta per il thresholding, (c) Maschera binaria finale del canale, (d) Plot del contorno del canale sull'immagine originale.

3.1.5 Identificazione e quantificazione del gap

Per l'identificazione del gap tra il restauro e i tessuti si è scelto di usare il region growing, una tecnica che consente di segmentare una regione mantenendo una coerenza morfologica. La tecnica si applica partendo da dei punti interni alla regione, detti semi, i quali vengono fatti accrescere accorpando a sé tutti i punti adiacenti che rispettano determinati criteri. Il processo viene iterato fino a che non vi sono più punti che rispondono alle specifiche.

In questo caso si sono scelti come semi tutti quei pixel con intensità compresa fra 30 e 60 che si trovano ad una distanza massima di 180 μ m dal bordo esterno del restauro. Tali punti si espandono se i pixel del vicinato assumono un'intensità compresa fra 0 e 70 e se si trovano ad una distanza massima di 400 μ m dal bordo esterno del restauro. Il gap non si può espandere esternamente al dente né all'interno dei canali precedentemente riconosciuti.

Il risultato finale della segmentazione del gap per l'immagine in Figura 7 è mostrato in Figura 20.

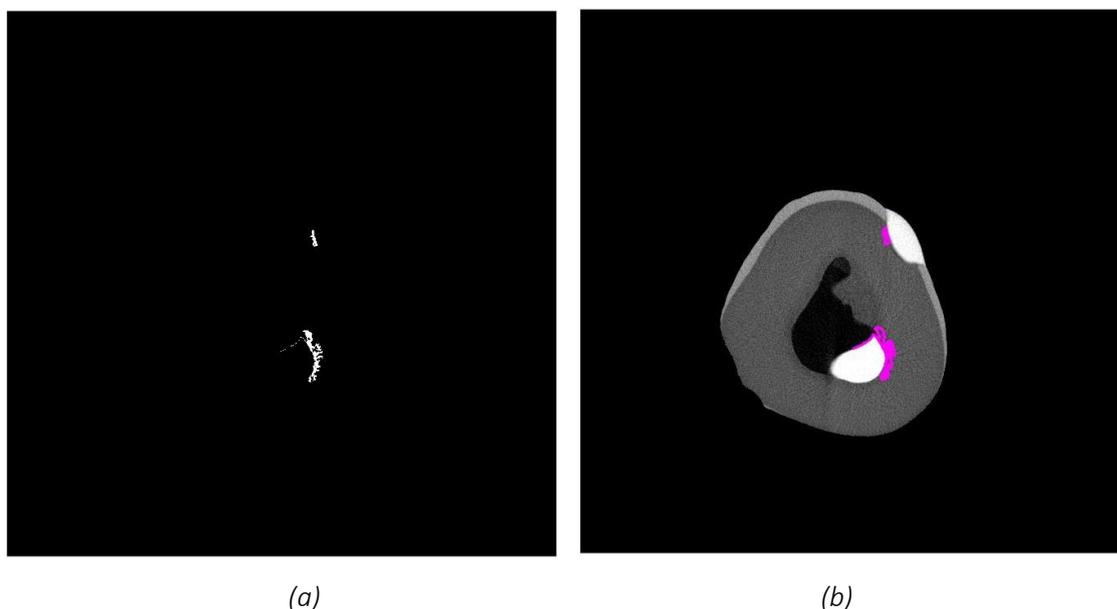


Figura 20: (a) Maschera binaria finale del gap, (b) Plot del contorno del gap sull'immagine originale.

Poiché il rumore presente nell'immagine può gravemente compromettere il risultato finale della segmentazione, tra le fasi di semina e accrescimento della regione si va a verificare il livello di rumore. Preso il volume in cui è consentito alla regione di espandersi, si considera un'immagine ogni 50 e all'interno di ciascuna di esse si selezionano casualmente 5 ROI (Region Of Interest) di dimensione 9x9. Si calcola la deviazione standard di ciascuna ROI e infine la media di tutte le deviazioni standard. In base al valore trovato si decide o meno se fare filtraggio; in caso positivo (rumore elevato) si usa un filtro mediano per la rimozione del rumore sale e pepe.

Al termine della segmentazione si fa chiusura e si calcola l'area del gap riportando il valore in scala reale.

Di seguito vengono visualizzati il risultato finale della segmentazione dell'immagine in Figura 7 (Figura 21) e il rendering 3D per i volumi del dente, del restauro e del gap (Figura 22).

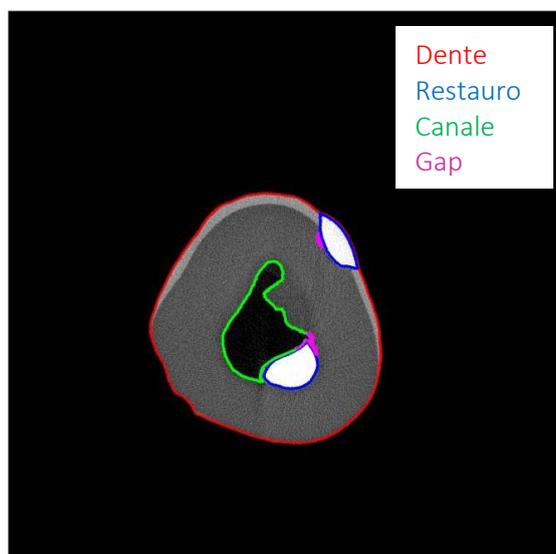
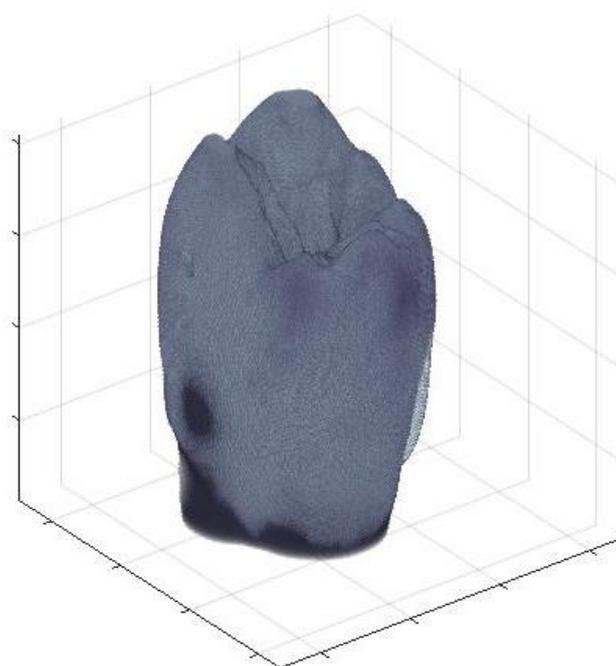
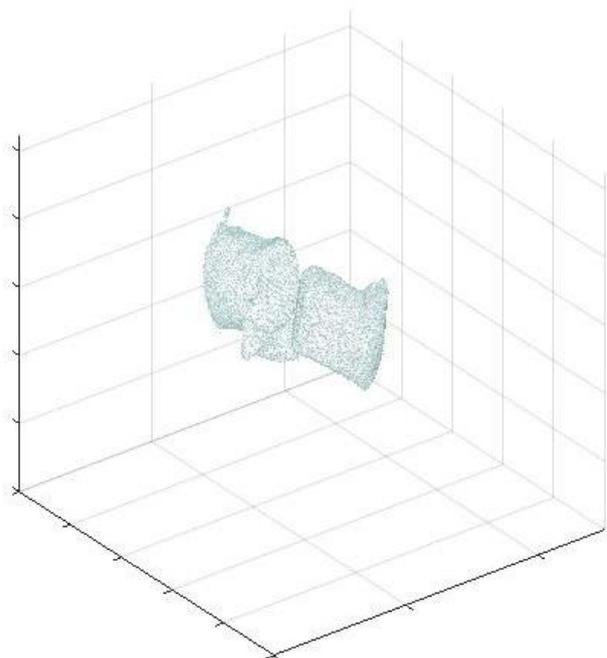


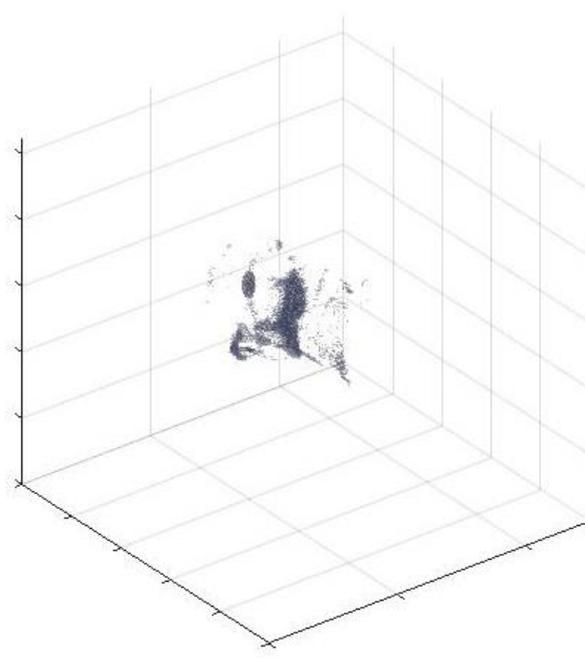
Figura 21: Risultato finale.



(a)



(b)



(d)

Figura 22: Rendering 3D di dente (a), restauro (b) e gap (c).

3.1.6 Casi critici

A causa della grande variabilità tra le immagini che rappresentano ciascun dente, non è stato possibile trovare criteri e soglie che permettessero una perfetta identificazione di gap e tessuti dentali in ogni situazione. In particolare, l'algoritmo commette tre errori di segmentazione:

1. errato riconoscimento del canale nelle estremità del dente;
2. mancata identificazione del gap che si estende oltre 400 μ m dal bordo esterno del restauro;
3. errato riconoscimento di carie e fratture interne al dente che si trovano in prossimità del restauro (entro i 400 μ m).

Caso 1

Alle estremità i molari presentano solchi e cuspidi, per cui quando si acquisiscono le fette, talvolta una parte dello sfondo viene racchiusa all'interno della figura del dente. In questo caso l'algoritmo riconosce erroneamente la parte scura come canale (Figura 23).

Caso 2

Carie e fratture interne al dente vengono rappresentate con valori bassi. Se queste si trovano in prossimità del gap (ovvero entro la distanza di riconoscimento pari a 400 μ m) vengono riconosciute come gap che di conseguenza viene sovrastimato (Figura 24).

Caso 3

Per quanto spiegato sopra, l'algoritmo effettua l'identificazione del gap solo a una distanza massima di 400 μ m dal bordo esterno del restauro, perciò se il distacco del restauro dal substrato dentale si estende per una distanza superiore non viene riconosciuto e di conseguenza viene sottostimato (Figura 25).

Il valore di distanza massima in cui cercare il restauro è stato scelto cercando di raggiungere un compromesso tra i casi 2 e 3, infatti la modifica di tale valore comporta il miglioramento di un caso ma il peggioramento dell'altro.

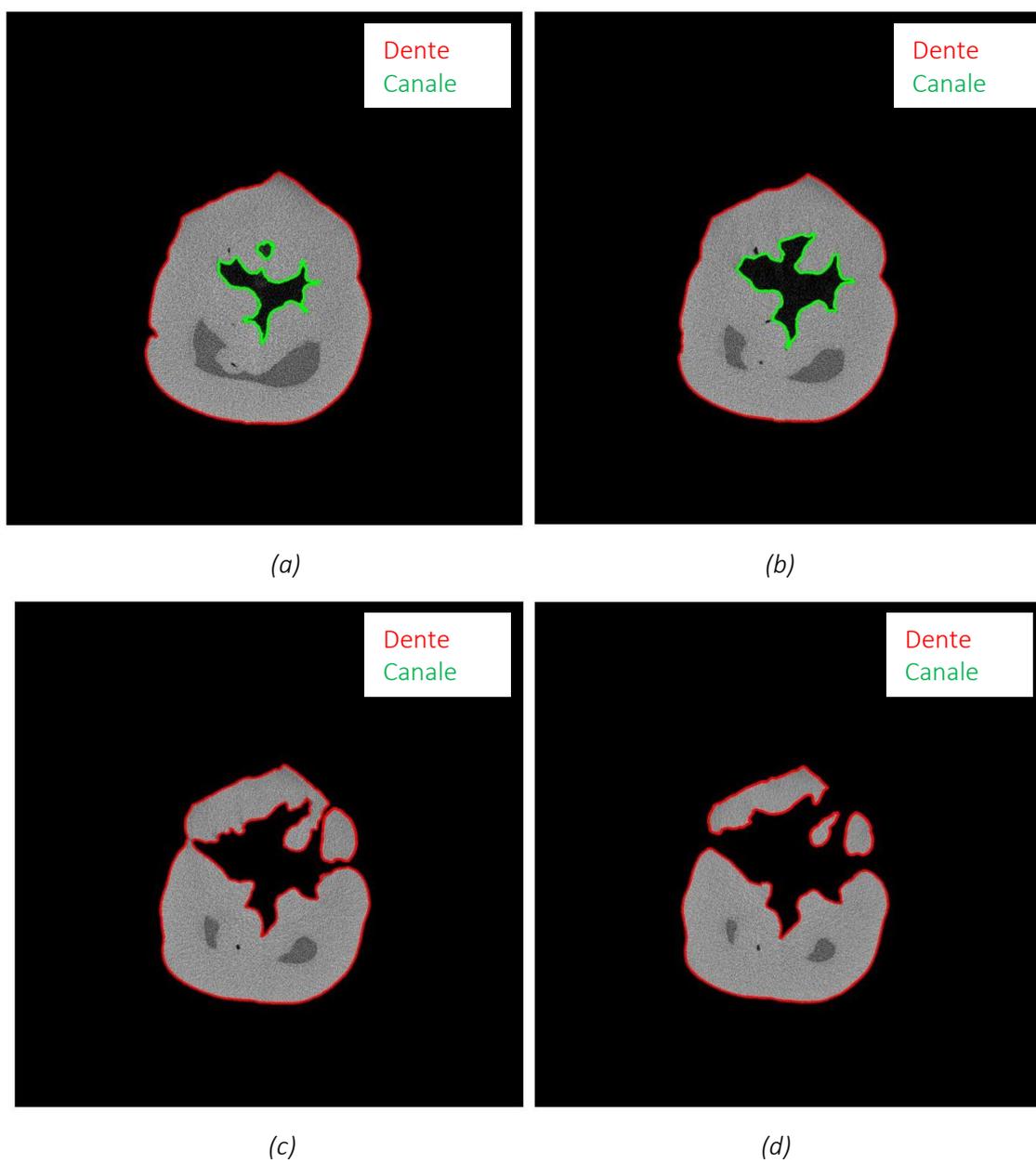


Figura 23: (a, b, c, d) Sequenza di immagini in cui vi è un errato riconoscimento del canale ad una delle estremità del dente.

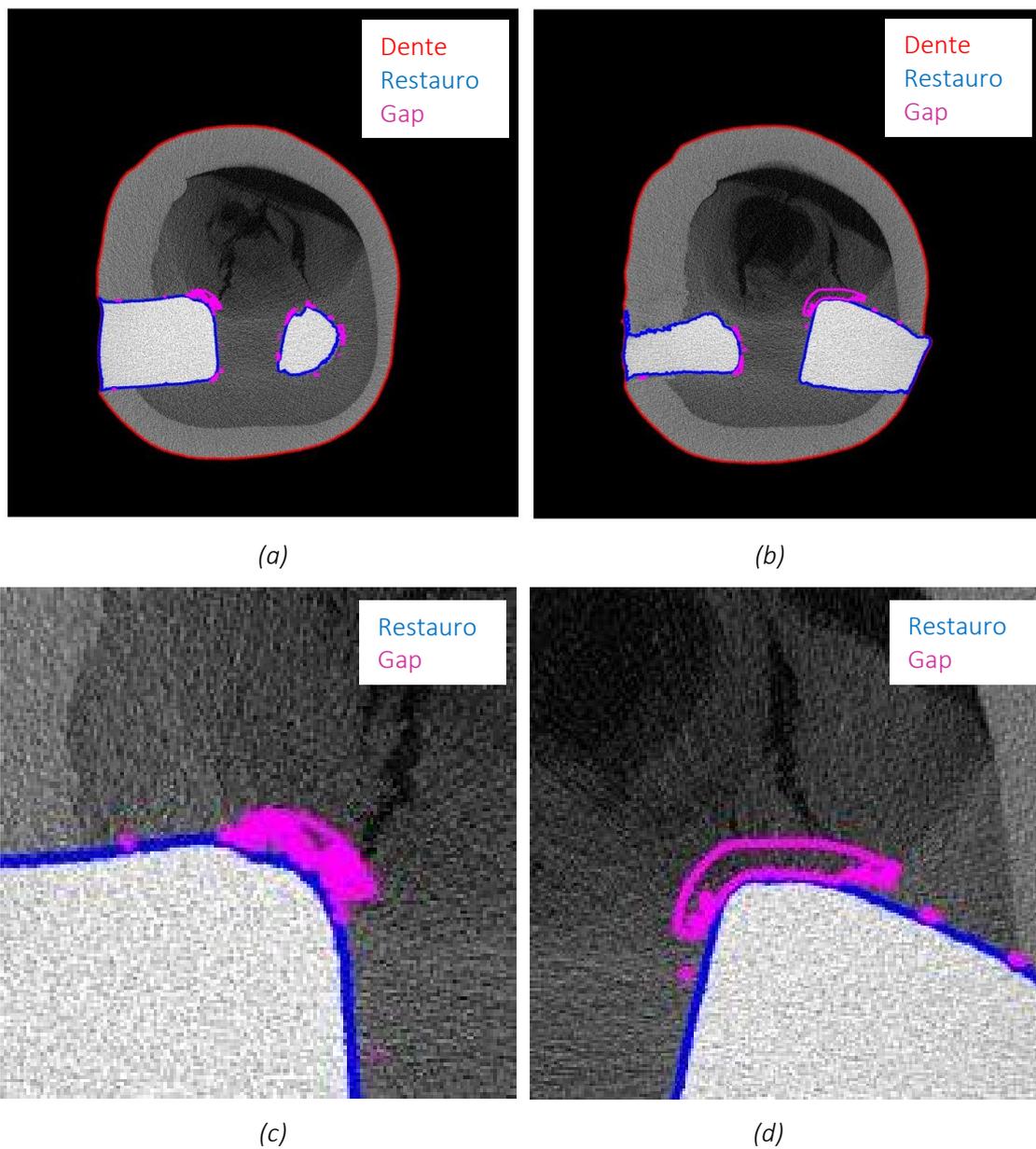
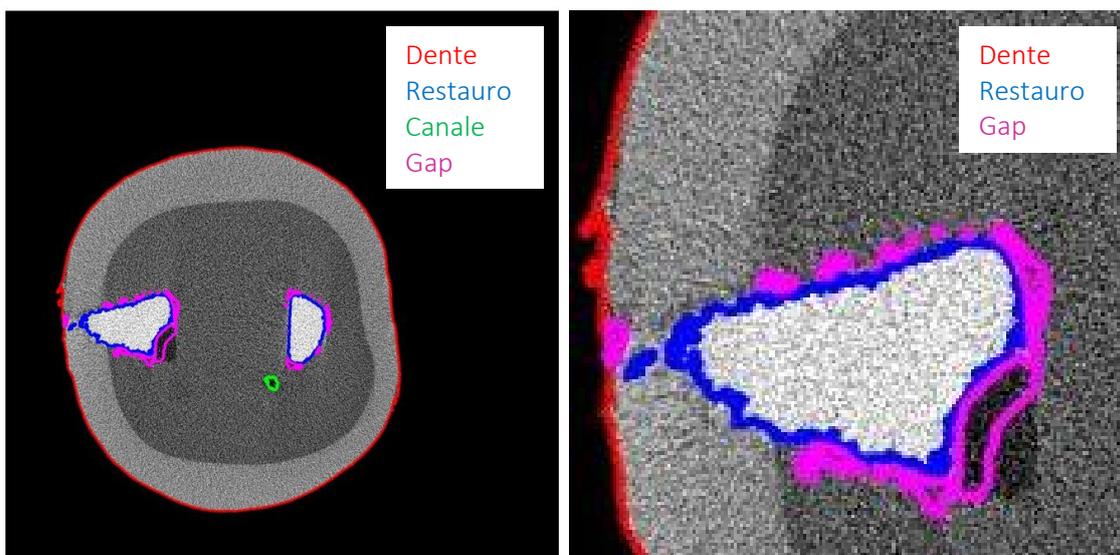


Figura 24: (a, b) Sequenza di immagini in cui una frattura interna del dente viene erroneamente identificata come gap, (c,d) Dettagli rispettivamente delle Figure 24a e 24b.



(a)

(b)

Figura 25: (a) Immagine in cui avviene una mancata identificazione del gap che si estende oltre 400 μ m dal bordo esterno del restauro, (b) Dettaglio della Figura 25a.

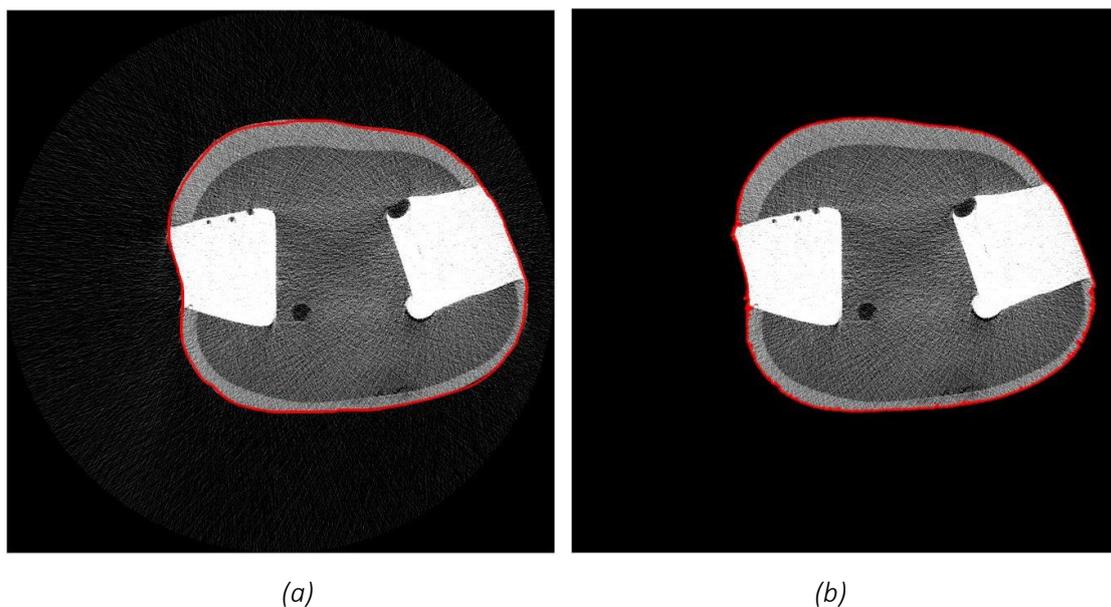
Capitolo 4

Validazione dell'algoritmo

In questo capitolo sono presentati i metodi utilizzati per la validazione dei risultati forniti dall'algoritmo, al fine di valutare quanto i risultati forniti dall'algoritmo si accordano con quelli ottenuti manualmente.

Sono state scelte casualmente 20 immagini da ciascun campione, per un totale di 160 immagini, e per ciascuna di esse sono state eseguite le segmentazioni manuali di dente, canali, restauro e gap.

Le maschere ottenute manualmente, considerate come riferimento, sono state confrontate con le corrispondenti maschere automatiche, come mostra l'esempio in Figura 26.



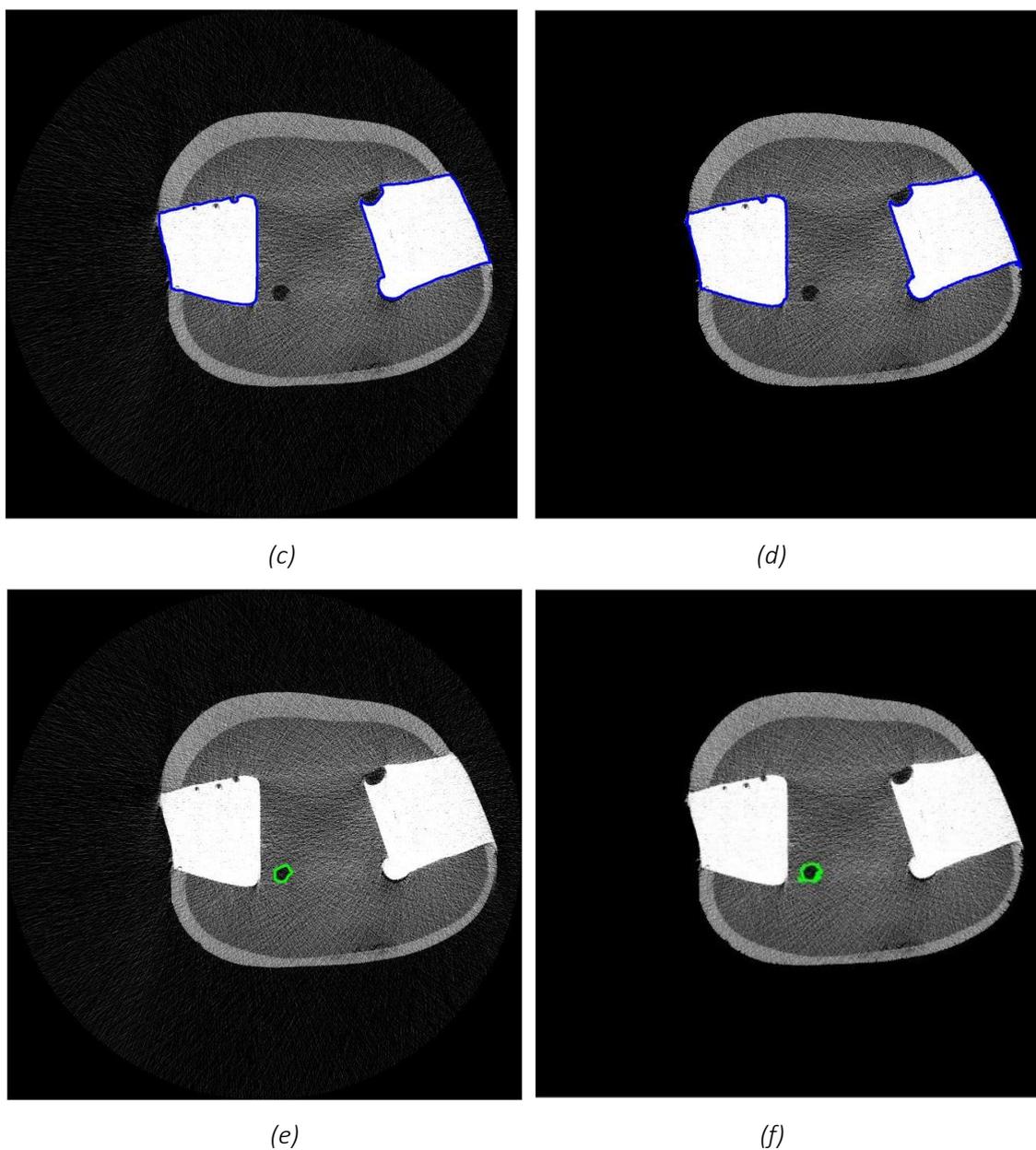


Figura 26: Confronto tra la segmentazione manuale (colonna sinistra) e quella automatica (colonna destra) per il dente, il restauro e il canale (dall'alto in basso).

Per quanto riguarda il dente, il restauro e il canale, le coppie di maschere sono state confrontate mediante i seguenti parametri statistici:

- TP (True Positive): numero di pixel identificati sia manualmente sia automaticamente;

- FP (False Positive): numero di pixel identificati automaticamente senza una corrispondenza nella maschera manuale;
- FN (False Negative): numero di pixel identificati manualmente senza una corrispondenza nella maschera automatica.

L'accuratezza dell'algoritmo è stata valutata calcolando gli indicatori statistici *precision*, *recall*, *F₁score* e l'*indice di Jaccard*:

- La *precision* valuta la percentuale di pixel correttamente identificati rispetto al totale dei pixel identificati automaticamente. È definita come:

$$recall = \frac{TP}{TP + FP}$$

- La *recall* (o *sensitivity*) valuta la percentuale di pixel correttamente identificati rispetto al totale dei pixel che realmente rappresentano l'oggetto. È definita come:

$$precision = \frac{TP}{TP + FN}$$

- *F₁score* è la media armonica tra *precision* e *recall*. È definita come:

$$F_1score = \frac{2}{\frac{1}{precision} + \frac{1}{recall}} = \frac{2 * TP}{2 * TP + FP + FN}$$

- L'*indice di Jaccard* misura la similarità dei dati. È definito come il rapporto tra l'area dell'intersezione tra le due maschere (A e B) e l'area della loro unione:

$$Jaccard\ index = \frac{A \cap B}{A \cup B}$$

I risultati ottenuti, riportati nella Tabella 1 e in Figura 27, mostrano un'elevatissima corrispondenza fra le maschere automatiche e manuali.

	Precision	Recall	F1score	Jaccard
Dente	98,4% ± 0,7%	99,5% ± 0,2%	99,0% ± 0,4%	97,9% ± 0,7%
Restauro	96,2% ± 3,1%	97,5% ± 2,5%	96,2% ± 2,3%	93,0% ± 3,9%
Canale	91,5% ± 3,1%	97,0% ± 2,1%	94,0% ± 2,2%	89,1% ± 3,8%

Tabella 1: Media e deviazione standard degli indicatori precision, recall, F_1 score e indice di Jaccard per le maschere di dente, restauro e canale.

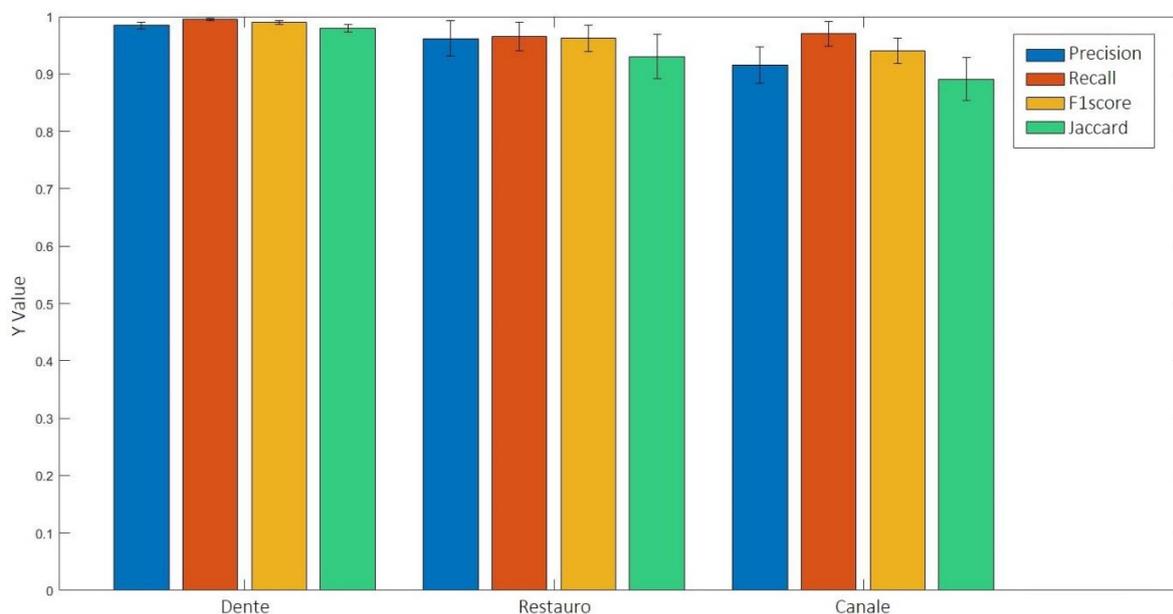


Figura 27: Diagrammi a barre dei 4 indicatori (precision, recall, F_1 score, indice di Jaccard) calcolati rispettivamente da sinistra a destra per dente, restauro e canale.

Per quanto riguarda il gap, data la difficoltà di segmentare manualmente in modo preciso delle regioni della grandezza di pochi pixel, la validazione è stata focalizzata sulla quantificazione piuttosto che sulla posizione.

È stata calcolata innanzitutto la corrispondenza tra l'avvenuto o mancato rilevamento del gap nelle maschere manuali e in quelle automatiche. I risultati ottenuti, riportati nella Tabella 2, si sono rivelati concordi per il 97,5% dei casi e discordi solo per il 2,5%.

		Algoritmo	
		SI	NO
Operatore	SI	98,65%	1,35%
	NO	3,49%	96,51%

Tabella 2: Corrispondenza tra l'avvenuto o mancato rilevamento del gap nelle maschere manuali e in quelle automatiche.

Per tutti questi casi in cui il gap è stato identificato sia automaticamente sia manualmente, sono state calcolate media e deviazione standard delle misure di area in mm^2 , riportate nella Tabella 3. I valori si sono dimostrati comparabili, infatti non sono state osservate differenze significative tra le misure automatiche e quelle effettuate dagli operatori.

Operatore 1 (mm^2)	Operatore 2 (mm^2)	Media dei due operatori (mm^2)	Algoritmo (mm^2)
$0,29 \pm 0,25$	$0,26 \pm 0,17$	$0,27 \pm 0,19$	$0,26 \pm 0,18$

Tabella 3: Media e deviazione standard in mm^2 delle misure di area del gap ottenute manualmente e automaticamente.

Infine, le misure automatiche e manuali sono state confrontate anche mediante il *metodo di Bland-Altman*, il quale afferma che due diversi metodi utilizzati per misurare lo stesso parametro dovrebbe mostrare una buona correlazione quando vengono scelti dei campioni tali per cui il valore del parametro varia considerevolmente.

In Figura 28a viene mostrata la distribuzione degli errori ottenuta dal confronto tra le misure dell'algorithmo e le misure medie di due operatori, in Figura 28b invece viene mostrato il confronto tra le misure effettuate da due operatori.

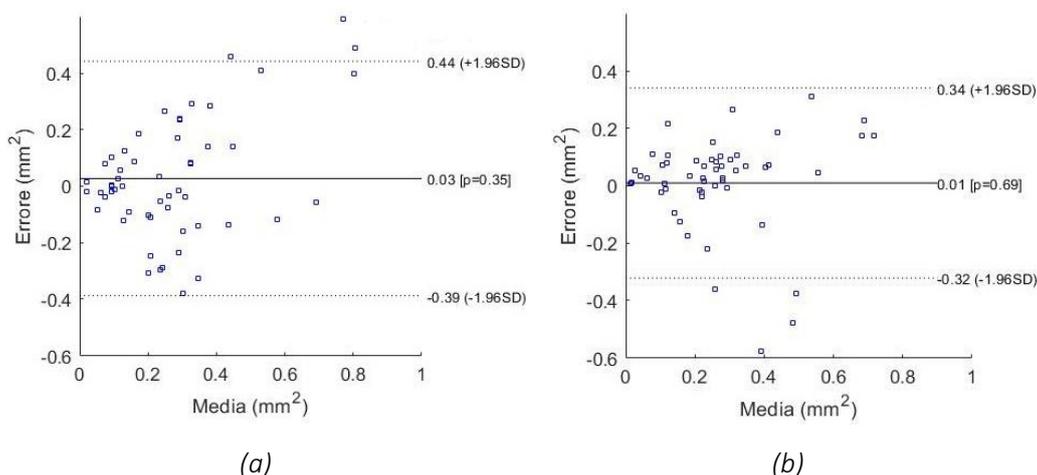


Figura 28: Diagrammi di Bland-Altman che mostrano il confronto tra le misure automatiche e la media delle misure di due operatori (a) e tra le misure di due operatori (b).

Il grafico in Figura 28b mostra innanzitutto che la variabilità inter-operatore è piuttosto elevata a causa della difficoltà nella segmentazione manuale.

Inoltre dal confronto tra i due grafici si può notare che, nonostante l'errore commesso nella misurazione non sia trascurabile, le distribuzioni degli errori sono comparabili. La segmentazione effettuata dall'algorithmo è quindi paragonabile a quella effettuata da un ulteriore operatore, con il vantaggio che l'algorithmo fornisce risultati sempre ripetibili e con minor dispendio di tempo.

Capitolo 5

Conclusione

In questo capitolo vengono tratte le conclusioni del lavoro svolto, evidenziando i vantaggi forniti dall'algoritmo rispetto alle misure manuali e i possibili sviluppi.

Per quanto riguarda l'analisi delle strutture interne del dente, i risultati prodotti dalla validazione hanno mostrato un'eccellente corrispondenza tra le segmentazioni manuali e quelle automatiche. In particolare, i valori medi dei quattro indicatori (precision, recall, F₁score e indice di Jaccard) calcolati per la maschera del dente sono risultati sempre superiori al 98% mentre per le maschere di restauro e canale sono risultati sempre superiori al 91,5%, con una deviazione standard massima del 4%.

L'unica eccezione è l'89,1% calcolato per l'indice di Jaccard della maschera dei canali radicolari, dovuto al fatto che talvolta, negli estremi del dente, l'algoritmo commette degli errori di segmentazione (come spiegato nella sezione 3.1.6).

Per quanto riguarda l'identificazione del gap, questa avviene correttamente nel 97,5% dei casi. La sua quantificazione automatica è soggetta ad errori in modo paragonabile alla misurazione effettuata manualmente da un operatore. Tuttavia il metodo manuale è soggettivo e richiede un considerevole consumo di tempo, mentre l'algoritmo presentato ha i vantaggi di fornire risultati sempre ripetibili, in modo completamente automatico e in un tempo minore.

Considerando i risultati ottenuti, si può dedurre che il metodo presentato è accurato e affidabile per l'analisi delle strutture interne del dente e per la quantificazione del microgap all'interfaccia con il restauro.

In commercio vi sono già dei software che permettono l'identificazione delle strutture interne di un oggetto mediante immagini acquisite con micro-CT, ma sono tutti metodi semi-automatici che quindi risentono della variabilità intra-operatore.

L'algoritmo sviluppato in questa tesi consente di automatizzare l'intero processo e di superare i metodi finora presentati in letteratura per la quantificazione del microgap.

In conclusione, questo algoritmo può essere considerato un valido strumento per l'analisi delle strutture interne del dente e per l'esecuzione di futuri studi per il miglioramento della prestazione clinica dei materiali per restauro dentale.

Bibliografia

- [1] Anastasi, Motta e Balboni, Trattato di anatomia umana, 2006.
- [2] D. N. Zeiger, J. Sun, G. E. Schumacher and S. Lin-Gibson, "Evaluation of dental composite shrinkage and leakage in extracted teeth using X-ray microcomputed tomography," *Dental Materials*, vol. 25, no. 10, pp. 1213-1220, 2009.
- [3] R. R. Braga, R. Y. Ballester and J. L. Ferracane, "Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review," *Dental Materials*, vol. 21, pp. 962-970, 2005.
- [4] A. Ellakwa, N. Cho and I. B. Lee, "The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental composites," *Dental Materials*, vol. 23, pp. 1229-1235, 2007.
- [5] C. J. Kleverlaan and A. J. Feilzer, "Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites," *Dental Materials*, vol. 21, pp. 1150-1157, 2005.
- [6] I. B. Lee, B. H. Cho, H. H. Son and C. M. Um, "A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites," *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 32, pp. 304-314, 2005.
- [7] M. R. Sakri, P. Koppal, B. C. Patil and S. B. Haralur, "Evaluation of microleakage in hybrid composite restoration with different intermediate layers and curing cycles," *Journal of Dental & Allied Sciences*, vol. 5, no. 1, pp. 14-20, 2016.
- [8] J. De Munk, K. Van Landuyt, M. Peumans, A. Poitevin, P. Lambrechts, M. Braem and B. Van Meerbeek, "A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue:

- methods and results.," *Dental Research Journal*, vol. 84, pp. 118-132, 2005.
- [9] C. A. Carrera, C. Lan, D. Escobar-Sanabria, Y. Li, J. Rudney, C. Aparicio and A. Fox, "The use of micro-CT with image segmentation to quantify leakage in dental restorations," *Dental Materials*, vol. 31, pp. 382-390, 2015.
- [10] M. V. Swain and J. Xue, "State of the art of micro-CT applications in dental research," *International Journal of Oral Science*, vol. 1, no. 4, pp. 177-188, 2009.
- [11] G. R. Davis and F. S. Wong, "X-ray microtomography of bones and teeth," *Physiological Measurement*, vol. 17, no. 3, pp. 121-146, 1996.
- [12] A. J. Olejniczak and F. E. Grine, "Assessment of the accuracy of dental enamel thickness measurements using microfocal X-ray computed tomography," *The anatomical record, part A, discoveries in molecular, cellular, and evolutionary biology*, vol. 288, no. 3, pp. 263-275, 2006.
- [13] I. Kim, K. S. Paik and S. P. Lee, "Quantitative evaluation of the accuracy of micro-computed tomography in tooth measurement," *Clinical Anatomy*, vol. 20, no. 1, pp. 27-34, 2007.
- [14] D. G. Gantt, J. Kappleman, R. A. Ketcham, M. E. Alder e T. H. Deahl, «Three-dimensional reconstruction of enamel thickness and volume in humans and hominoids,» *European Journal of Oral Sciences*, vol. 114, pp. 360–364, 375–376, 382–383., 2006.
- [15] N. Inai, N. Katahira, K. Hashimoto, J. Tagami, A. Hirakimoto, S. J. Marshall e et al., «Microfocus X-ray CT analysis of shrinking direction in resin composite,» in *IADR/AADR*, San Diego, 2002.
- [16] J. Sun, N. Eidelman and S. Lin-Gibson, "3D mapping of polymerization shrinkage using X-ray micro-computed tomography to predict microleakage," *Dental Materials*, vol. 25, pp. 314-320, 2009.

- [17] H. J. Kim and S. H. Park, "Measurement of the internal adaptation of resin composites using micro-CT and its correlation with polymerization shrinkage," *Operative Dentistry*, vol. 39, no. 2, pp. 39-42, 2014.

Sitografia

- <http://microctworld.net/the-history-of-microct/>
- <https://www.bruker.com/products/microtomography/micro-ct-for-sample-scanning/x-ray-micro-ct-microtomography.html>

Ringraziamenti

Desidero ringraziare innanzitutto il prof. Filippo Molinari per avermi concesso l'opportunità di svolgere questa tesi.

Un ringraziamento sentito va all'Ing. Massimo Salvi, senza il cui prezioso aiuto non sarei riuscita a portare a termine questo lavoro. Grazie soprattutto per avermi guidata con grande pazienza, competenza e cortesia lungo tutto il percorso.

Ancora, ringrazio il dott. Riccardo Tempesta per aver investito il suo tempo in questo progetto.

Il ringraziamento più grande va alla mia famiglia per aver sempre sostenuto le mie scelte ed aver compiuto tanti sacrifici per permettermi di raggiungere questo importante obiettivo.

Grazie al mio amore Kourosch per essermi sempre accanto nei momenti più difficili e più felici.

Infine, un grazie speciale va anche a tutti gli amici del campus San Paolo per avere reso splendida e indimenticabile la mia permanenza in questa città.