



Pasquale Romanazzi

Engineer & Phisicist (Reg.Apos.Not. Proc. Ragusa nr 225)

Ingegnere & Fisico (Traduzione Asseverata Trib. Udine nr5988)

Master in Healt Phisics

**BIOMEDICAL ENGINEERING
(ENGINEERING SCIENCES)**

Tesi del dottorato

**CBCT TECHNIQUE IN DENTISTRY FIELD
(TECNICA CBCT IN CAMPO ODONTOIATRICO)**

GENNAIO 2020

Con la presente dichiaro di essere l'unico autore di questo progetto / tesi e che il suo contenuto è solo il risultato delle letture e delle ricerche che ho fatto.

Il lavoro include:

- una raccolta bibliografica aggiornata in relazione con l'argomento sull'applicazione della tomografia computerizzata (CT) Beam (CB) come metodo diagnostico accurato e affidabile in odontoiatria;
- le diverse strutture anatomiche dell'apparato boccale. La metodica CBCT viene impiegata anche per lo studio dell'apparato ORL ma in questo lavoro mi occupo solo dell'apparato dentale.
- Cenni di radioprotezione e valutazioni
- Tecniche radiologiche di diagnostica
- Tecniche cone beam
- Protocolli di qualità
- Analisi delle immagini attraverso software

INDICE	4
BIBLIOGRAFIA	5
PREMESSA	10
L'APPARATO DENTALE	14
TESSUTI E STRUTTURE DEI DENTI	20
PIANO OSSEO	24
LA CHIRURGIA ORALE	26
CENNI DI FISICA	28
RADIOPROTEZIONE	34
GRANDEZZE DI RADIOPROTEZIONE	35
INDICATORI DI DOSE	39
VALUTAZIONE DI DOSE AGLI ORGANI E DOSE EFFICACE	46
IRRADIAZIONE E SICUREZZA	50
RADIOLOGIA MEDICA – DIAGNOSTICA PER IMMAGINE	52
IMPIEGHI PRINCIPALI DELLA RADIOLOGIA IN CAMPO ODONTOIATRICO	58
APPARECCHIATURE PER INDAGINE RADIOGRAFICA DENTALE	60
TIPOLOGIE DI APPARECCHIATURE PER IMAGING ODONTOIATRICO	64
TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA	66
ALGORITMO FELDKAMP	67
RIVELATORE FLAT PANEL VS IB	71
L' ELABORAZIONE DEI DATI	72
LA TRASPARENZA	76
MISURAZIONI	77
CREAZIONE DI IMMAGINI 2D DAI FILES DICOM	78
SEGMENTAZIONE	79
VISUALIZZAZIONE	81
DIFFERENZE TECNICHE TRA TAC SPIRALE E TAC CONE BEAM	82
FOV (FIELD OF VIEW)	84
IMPIEGHI PRINCIPALI IN AMBITO ODONTOIATRICO	88
ORTODONZIA	89
ENDODONZIA	90
IMPLANTOLOGIA	90
COME ESEGUIRE UNA TC CONE BEAM - CRITERI DI CORRETTEZZA	92
CHIRURGIA ORALE	96
LO STANDARD DICOM	98
ACCETTABILITA' E PER I CONTROLLI DI QUALITÀ	102
RIFERIMENTO TECNICO PER I CONTROLLI DI QUALITÀ	103
PROTOCOLLI CBCT PURI E IBRIDI	105
ENALISI DELLE IMMAGINI DICOM CON L'USO DEL SOFTWARE IMAGEJ	118
MISURA DELLA FREQUENZA DI NYQUIST	121
MISURA DEL CONTRASTO	122
MISURA DELL'OMOGENEITA', DEL RUMORE E DEL RAPPORTO C/R	124
CALCOLO MTF	125
CONCLUSIONI	128

BIBLIOGRAFIA

- Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, Scheske MJ. Effective dose of dental CBCT-a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(1):20140197.
- ICRU Report No. 87: Radiation dose and image-quality assessment in computed tomography. International Commission on Radiation Units and Measurements. *J ICRU.* 2012 Apr;12(1):1-149. doi: 10.1093/jicru/ndt007.
- CEI 62-235 CEI EN 60601-2-65:2013-11 (Inglese) Apparecchiature elettromedicali - Parte 2: Prescrizioni particolari relative alla sicurezza fondamentale e alle prestazioni essenziali degli apparecchi dentali intraorali a raggi X.
- CEI 62-248 CEI EN 60601-2-63:2016-06 (Inglese) Apparecchi elettromedicali - Parte 2: Prescrizioni particolari relative alla sicurezza fondamentale e alle prestazioni essenziali degli apparecchi dentali extraorali a raggi X.
- European Commission Radiation Protection n° 172 « Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology – Evidence Based Guidelines » Directorate-General for Energy Directorate D — Nuclear Energy Unit D4 — Radiation Protection 2012.
- Hart D, Hillier MC, Wall BF. National reference doses for common radiographic, fluoroscopic and dental X-ray examinations in the UK. *Br J Radiol.* 2009 Jan;82(973):1-12.
- Looe HK, Pfaffenberger A, Chofer N, Eenboom F, Sering M, Rühmann A, Poplawski A, Willborn K, Poppe B. Radiation exposure to children in intraoral dental radiology. *Radiat Prot Dosimetry.* 2006;121(4):461-5.
- Bekas M, Pachocki KA. The dose received by patients during dental X-ray examination and the technical condition of radiological equipment. *Med Pr.* 2013;64(6):755-9.
- European Commission Radiation Protection n° 162 « Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy » Directorate-General for Energy Directorate D — Nuclear Energy Unit D4 — Radiation Protection 2012.
- Berkhout WE, Suomalainen A, Brüllmann D, Jacobs R, Horner K, Stamatakis HC Justification and good practice in using handheld portable dental X-ray equipment: a position paper prepared by the European Academy of DentoMaxilloFacial Radiology (EADMFR). *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(6).
- Kim YH, Yang BE, Yoon SJ, Kang BC, Lee JS. Diagnostic reference levels for panoramic and lateral cephalometric radiography of Korean children. *Health Phys.* 2014 Aug;107(2):111-6.

Poppe B, Looe HK, Pfaffenberger A, Chofer N, Eenboom F, Sering M, Rühmann A, Poplawski A, Willborn K. Dose-area product measurements in panoramic dental radiology. *Radiat Prot Dosimetry*. 2007;123(1):131-4.

Tierris CE, Yakoumakis EN, Bramis GN, Georgiou E. Dose area product reference levels in dental panoramic radiology. *Radiat Prot Dosimetry*. 2004;111(3):283-7.

Holroyd JR. National reference doses for dental cephalometric radiography. *Br J Radiol*. 2011 Dec;84(1008):1121-4.

Hart G, Dugdale M. Radiation protection in dental X-ray surgeries-still rooms for improvement. *Br Dent J*. 2013 Mar;214(6).

Pakbaznejad Esmaeili E, Ekholm M, Haukka J, Evälahti M, Waltimo-Sirén J. Are children's dental panoramic tomographs and lateral cephalometric radiographs sufficiently optimized? *Eur J Orthod*. 2015, Oct 19.

Law CS, Douglass JM, Farman AG, White SC, Zeller GG, Lurie AG, Goske MJ. The image gently in dentistry campaign: partnering with parents to promote the responsible use of x-rays in pediatric dentistry. *Pediatr Dent*. 2014 Nov-Dec;36(7):458-9.

Blanc M, Garattini G, Moruzzi E. Lateral teleradiography of the cranium: the effect of head positioning in the interpretation of cephalometric tracings. An experimental study on a phantom. *Radiol Med*. 1997 Oct;94(4):302-7.

Davis AT, Safi H, Maddison SM. The reduction of dose in paediatric panoramic radiography: the impact of collimator height and programme selection. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(2):20140223.

Alcaraz M, García-Vera MC, Bravo LA, Martínez-Beneyto Y, Armero D, Morant JJ, Canteras M. Collimator with filtration compensator: clinical adaptation to meet European Union recommendation 4F on radiological protection for dental radiography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2009 Sep;38(6):413-20.

Gijbels F, Sanderink G, Wyatt J, Van Dam J, Nowak B, Jacobs R. Radiation doses of collimated vs non-collimated cephalometric exposures. *Dentomaxillofac Radiol*. 2003 Mar;32(2):128-33.

Choi E, Ford NL. Measuring absorbed dose for i-CAT CBCT examinations in child, adolescent and adult phantoms. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(6):20150018.

Al Najjar A, Colosi D, Dauer LT, Prins R, Patchell G, Branets I, Goren AD, Faber RD. Comparison of adult and child radiation equivalent doses from 2 dental cone-beam computed tomography units. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013 Jun;143(6):784-92.

Abouei E, Lee S, Ford NL. Quantitative performance characterization of image quality and radiation dose for a CS 9300 dental cone beam computed tomography machine. J Med Imaging (Bellingham). 2015 Oct;2(4):044002. 25. Pauwels R, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, Panmekiate S. Determination of size-specific exposure settings in dental cone-beam CT. Eur Radiol. 2016 Apr 23.

Decreto legislativo n.230 del 17/3/1995 – “Attuazione delle Direttive 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 92/3/Euratom e 96/29/Euratom in materia di radiazioni ionizzanti”, pubblicato sul supplemento ordinario n.74 alla "Gazzetta Ufficiale" n.136 del 13/6/1995 e modificato dal Decreto legislativo n.241/2000.

Decreto legislativo n.241 del 26/05/2000 – “Attuazione della direttiva 96/29/Euratom in materia di protezione sanitaria della popolazione e dei lavoratori contro i rischi derivanti dalle radiazioni ionizzanti”, pubblicato sul supplemento ordinario n.140/L alla “Gazzetta Ufficiale” n.203 del 31/8/2000.

Decreto Legislativo n. 187 del 26 maggio 2000 modificato dalla Legge 1 marzo 2002 n. 39 – “Attuazione della direttiva 97/43/EURATOM in materia di protezione sanitaria delle persone contro i pericoli delle radiazioni ionizzanti connesse ad esposizioni mediche” pubblicato sul supplemento ordinario alla "Gazzetta Ufficiale,, n. 157 del 7 luglio 2000 - Serie generale N. 105/L

European Commission – Radiation Protection 136 – “European guidelines on radiation protection in dental radiology” - 2004

Radiation Protection : Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology – Evidence Based Guidelines 2011 (v2.0 Final) – Sedentex CT

Recommendations for the Design of X-ray Facilities and the Quality Assurance of Dental Cone Beam CT – HPA-RPD-o65 (HPA 2010a)

Guidance on the Safe Use of Dental Cone Beam CT – HPA-CRCE-010 (HPA 2010b)

Structural Shielding design for medical X-Ray Imaging facilities – NCRP Report N° 147 (2005)

NCRP Report n.145 - "Radiation Protection in Dentistry" – December 31, 2003

Radiation Protection n° 172 – Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology (2012)

AAPM REPORT NR. 25: PROTOCOLS FOR THE RADIATION SAFETY SURVEYS OF DIAGNOSTIC RADIOLOGICAL EQUIPMENT - maggio 1988 -

AAPM REPORT NR. 74: QUALITY CONTROL IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY –LUGLIO 2002

Radiation Protection: Cone Beam CT for dental end maxillo facial radiology – Evidence based Guidelilnes

2011 (v2.0 Final) – SEDENTEX CT

Guidance on the safe use of dental cone beam CT equipment – Prepared by the HPA Working Party on

Dental Cone Beam CT equipment – HPA-CRCE-010- November 2010

Radiation Protection n°136 - European guidelines on radiation protection in dental radiology (2004)

Radiation Protection n° 162 - Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in

Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy (2012)

Radiation Protection n° 172 – Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology (2012)

C_2017 Pubblicazione 2690 Ministero della Salute – Linee guida per la diagnostica radiologica odontoiatrica in età evolutiva

Raccomandazioni del Ministero della Salute (GU del 29/05/2010 N. 124).

Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography, ICRP

Publication N. 129/2015

Report Interassociativo (AIFM, AIRM, AIRP, ANPEQ). Cone Beam CT: aspetti di Radioprotezione e controlli di Qualità.

ICRP Publication 103 *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Annals of the ICRP Volume 37/2-4, 2008

<https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/172.pdf>

<https://imagej.nih.gov/ij/download.html>

<http://www.microdicom.com/>

<https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/172.pdf>

https://www.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/340159/HPA-CRCE-010_for_website.pdf

<http://exhalation-b.software.informer.com/download/> .

PREMESSA

La presente tesi di dottorato è stata impostata su un lavoro di ricerca della letteratura scientifica più recente pubblicata su riviste ad alto *impact factor* nella nicchia di interesse e sulla base di un alto numero di citazioni in ulteriori lavori di altri Autori, nonché seguendo le linee guida ed i *consensus* di organismi nazionali ed internazionali.

La metodica di Tomografia Computerizzata Cone Beam (fascio conico) ha rivoluzionato la diagnostica radiologica e maxillo-facciale, rendendo disponibili ricostruzioni tridimensionali (3D) delle strutture anatomiche esaminate.

In sostanza si tratta di una Tomografia utilizzata per acquisire dati ed immagini di uno specifico volume del massiccio facciale e del cranio che, grazie a dedicati e potenti software di elaborazione, offre immagini diagnostiche nei tre piani dello spazio e ricostruzioni Volume Rendering (VR) anche dette immagini 3D rese, esponendo nello stesso tempo il paziente a dosi radianti relativamente basse.

Essa rappresenta l'ultima generazione delle macchine per imaging radiologico in campo odontoiatrico e riunisce, oltre ai suoi specifici pregi, quelli di altre metodiche ormai consolidate come la Ortopantomografia (OPT o Panoramica Dentaria) e le radiografie del cranio in proiezione latero-laterale e postero-anteriore, ad uso cefalometrico, rappresentazioni che sono direttamente realizzabili con i software applicativi.

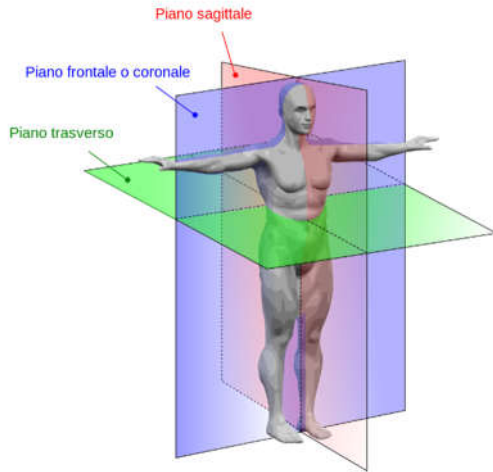
La Tc Cone Beam offre numerosi vantaggi rispetto alla TC tradizionale in ordine di costi ridotti, accuratezza, praticità di esecuzione.

La sorgente di raggi x ruota attorno al massiccio facciale del paziente, mentre un detettore cattura le immagini relative alla sua anatomia, inviandole alla workstation per l'elaborazione.

L'emissione del fascio radiante può essere continua o pulsata: in particolare, quest'ultima consente di ridurre l'esposizione.

Alla fine dell'esame si disporrà di un insieme di molte immagini immagazzinate nel computer: la cosiddetta "ricostruzione primaria".

Questo volume d'informazioni viene elaborato e presentato graficamente sotto forma di immagini anatomiche utili a fini diagnostici nei tre piani spaziali, in sagittale, coronale e assiale;



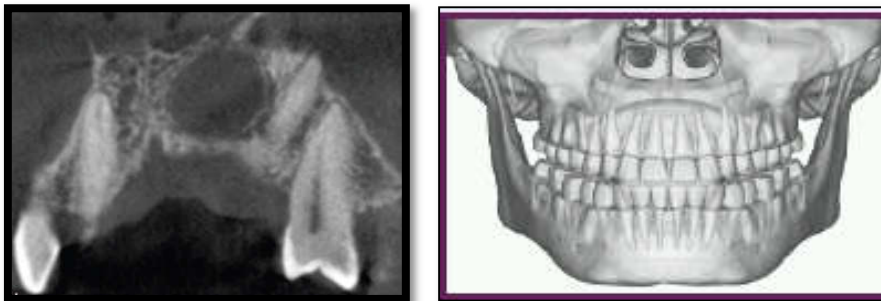
CORONALE significa il lato tagliato verticalmente da sinistra a destra (colore dell' asse rosa)

ASSIALE significa il lato tagliato orizzontalmente da sx verso dx (colore dell' asse blu)

SAGITTALE significa il lato tagliato verticalmente dalla fronte alla nuca (colore dell' asse giallo)

di Lo Strangolatore - Opera propria, CC BY-SA 3.0,
<https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=17919106>

è inoltre possibile realizzare visioni d'insieme e rendere l'osso più o meno trasparente per evidenziare strutture al suo interno.



L'odontoiatria sta attraversando un periodo di cambiamenti tecnologici le cui innovazioni spaziano dallo sviluppo di recenti metodi diagnostici per nuove modalità di trattamento.

Questo processo evolutivo è principalmente dovuto alla tecnologia digitale che ha permesso grandi progressi nelle ricerche e nella disponibilità degli esami di immagine con maggiore specificità e sensibilità.

La diagnostica per immagine aiuta il medico e il team odontoiatrico nella diagnosi di patologie, piano di trattamento, trattamenti riparativi e di altro tipo, ottenendo un volume facciale dell'apparato boccale del paziente.

Il presente lavoro si propone di enfatizzare l'importanza della programmazione virtuale in chirurgia ortognatica mediante l'ausilio della Tomografia Computerizzata a fascio conico (CBCT) e analizza gli aspetti tecnici al fine di diagnosticare la malocclusione e impostare il programma terapeutico più appropriato.

La **chirurgia ortognatica** (ortognotica=mascelle dritte) o **chirurgia dei mascellari** è quella branca della **Chirurgia Maxillo-Facciale** che permette la correzione di un ampio spettro di deformità o anomalie dello scheletro facciale e dei denti.

I denti che compongono la nostra bocca hanno delle caratteristiche e dei nomi specifici e ognuno di essi svolge una sua funzione ben precisa ed ha una sua specifica collocazione e sono supportate da strutture ossee mascellari.

Nella bocca troviamo due strutture ossee dette arcate dentali.

Una superiore detta mascella e una inferiore detta mandibola entrambe con 16 denti ciascuna per un totale di 32 denti.

Le arcate dentali sono costituite da 16 denti ciascuna così suddivisi e denominati:

- 4 incisivi
- 2 canini
- 4 premolari
- 6 molari

L'armonia del volto della persona è data dalla corretta proporzione delle strutture anatomiche che lo costituiscono e che lo rendono equilibrato e armonioso dal punto di vista morfologico-estetico.

Orbene quando anche una sola delle componenti delle strutture anatomiche del volto subisce delle variazioni di volume e/o nella posizione si determina una patologia detta "dismorfosi mascellare" che può essere corretta con la chirurgia maxillo-facciale ortognatica.

Nella fattispecie si manifestano difetti estetici più o meno gravi dovuti ad una scorretta occlusione dentale a cui possono essere associate a volte a difficoltà respiratorie notturne (OSAS).

L' APPARATO DENTALE

La nostra bocca svolge molte funzioni particolarmente importanti per il nostro corpo: le labbra e i denti afferrano il cibo, mentre i denti con l'aiuto della lingua lo masticano e lo trituran.

Il cavo orale rappresenta così l'entrata al tratto digestivo.

In secondo luogo, la bocca serve per parlare:

- il cavo orale è la cassa di risonanza,
- mentre i denti e la lingua aiutano ad articolare in modo chiaro tutte le lettere, soprattutto la S e la T.

La bocca e il cavo orale servono quindi per mangiare e per comunicare con gli altri e, di conseguenza, sono organi importanti per alcune funzioni vitali dell'uomo. La bocca è una zona emotivamente sensibile e viene percepita – ma non da tutti nello stesso modo – come una regione intima.

Le parti visibili, ossia le labbra e i denti, hanno un ruolo importante anche dal punto di vista estetico.

L'aspetto e la posizione della mandibola, della mascella e dei denti sono determinanti per l'espressione del viso e quindi per l'impressione che si ha di una persona.

Si pensi, per esempio, ai denti particolarmente storti o alle bocche «decrepite» degli anziani senza denti.

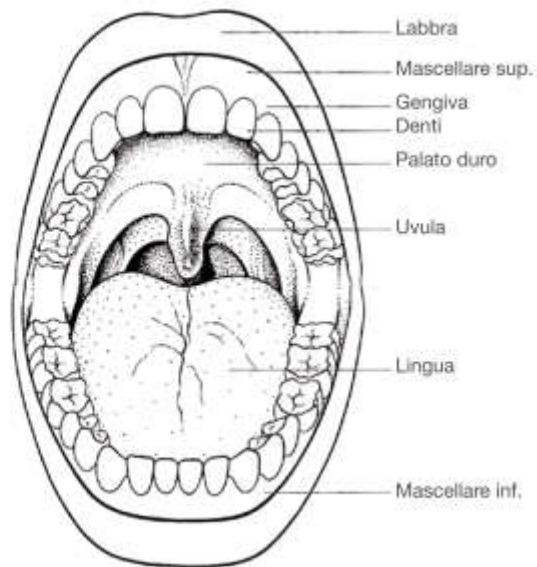
Esternamente, il cavo orale è delimitato dalle guance e dalle labbra, mentre all'interno dagli archi palatini, collegati alla faringe.

Il palato, che rappresenta il tetto del cavo orale e lo separa dalla cavità nasale, si compone anteriormente del palato duro e posteriormente del palato molle, con l'uvula palatina.

Il pavimento del cavo orale è ricoperto dalla lingua.

Conformemente all'illustrazione 1, il cavo orale si compone dei seguenti elementi:

Illustrazione 1
Il cavo orale



- il mascellare superiore con l'arcata dentale
- la gengiva
- il palato
- la lingua
- il mascellare inferiore con l'arcata dentale

I Denti

I denti vengono indicati a partire dalla metà dell'arco, ossia dall'incisivo centrale, che viene chiamato numero 1, fino al dente del giudizio, chiamato numero 8.



Così, il primo molare è chiamato «il sesto», mentre il dente del giudizio è «l'ottavo».

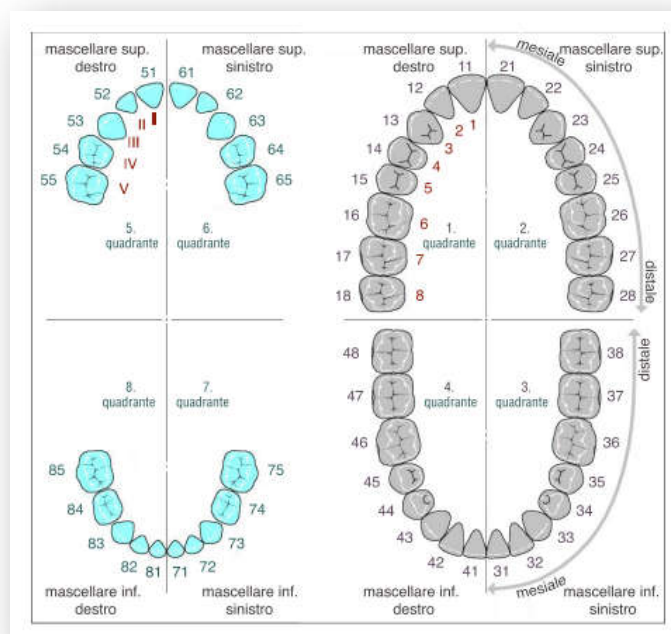
La dentatura è suddivisa in quattro settori (quadranti). La numerazione inizia dal quadrante in alto a destra.

I quadrante: mascellare superiore destro

II quadrante: mascellare superiore sinistro

III quadrante: mascellare inferiore sinistro

IV quadrante: mascellare inferiore destro



Per indicare in maniera inconfutabile un dente, il suo numero viene aggiunto al numero del quadrante. In questo modo, l'incisivo centrale superiore sinistro, per esempio, è indicato con la cifra 21 (e si dice «due uno»), mentre il dente del giudizio inferiore destro con la cifra 48 («quattro otto»). Questo sistema viene applicato anche alla dentatura decidua, con la differenza che in questo caso i quadranti vengono indicati con le cifre 5, 6, 7 e 8, cominciando sempre dal mascellare superiore destro.

Forma e funzione dei denti

Osservando i nostri denti, o toccandoli con le dita, ci rendiamo conto che hanno forme diverse.



Gli incisivi

I quattro incisivi centrali e laterali (1, 2) sono a forma di scalpello e hanno margini taglienti.

Servono per tagliare o addentare il cibo.

I canini

I quattro canini (3) ci permettono di perforare e di strappare il cibo.

Sono i denti più lunghi che abbiamo.

Per riuscire a staccare bene il cibo con un morso, i denti frontali del mascellare superiore sono più larghi dei corrispondenti denti del mascellare inferiore, e quando mordiamo (chiudendo il morso) la fila di denti del mascellare superiore è leggermente più avanti dell'arcata dentaria inferiore.

I premolari

Gli otto premolari (4, 5) hanno una corona tendenzialmente a forma di dado, caratterizzata da due cuspidi separate da un solco (fissura).

Con i premolari frantumiamo, come fa uno schiaccianoci, i bocconi più duri.

I molari

Con gli otto molari (6, 7, 8) trituriamo, come fa una macina, il cibo duro.

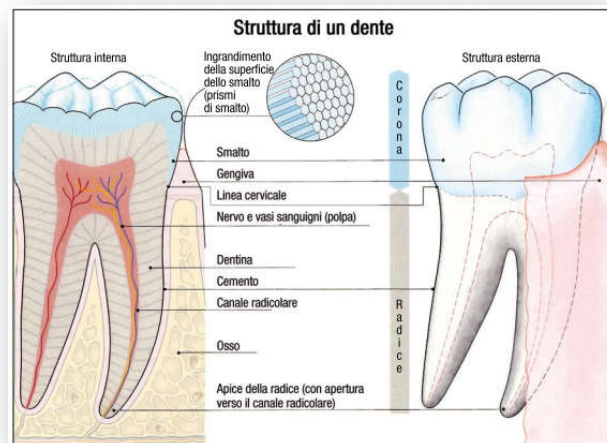
Questa operazione è facilitata dalla presenza di tre-cinque cuspidi.

Le cuspidi sono separate da solchi (fissure), che possono essere molto profondi.

Durante la masticazione, le superfici masticatorie dei premolari e dei molari presenti nel mascellare superiore risultano un po' arretrate rispetto alle superfici masticatorie dei corrispondenti denti laterali presenti nel mascellare inferiore.

In questo modo, le cuspidi si ingranano le une nelle altre, riuscendo così a sminuzzare meglio il cibo.

TESSUTI E STRUTTURE DEI DENTI



Ogni dente si compone di una radice e di una corona.

La radice e la corona si incontrano alla cervice (colletto).

I tessuti che compongono il dente sono lo smalto, la dentina e la polpa.

Lo smalto Lo smalto, che ha uno spessore di circa 1–2 mm, ricopre la corona.

È il tessuto più duro del nostro corpo e è composto, nella misura del 96% circa, di minerali, soprattutto di fosfato di calcio nella forma di cristalli di apatite, dell'1% di proteine e del 3% di acqua.

Di conseguenza è praticamente una sostanza inorganica.

Lo smalto non è impenetrabile, ma è costituito da un reticolo di cristalli a trama fine, disposti l'uno di fianco all'altro a formare dei prismi.

Grazie alla rifrazione della luce nei cristalli, lo smalto appare leggermente luccicante.

Lo smalto non ha sensori del dolore e è dunque completamente insensibile al dolore.

Malgrado la sua durezza, a causa della sua struttura è sensibile all'influsso degli agenti chimici.

Lo smalto è permeabile in misura molto limitata alle sostanze idrosolubili, tra l'altro anche alle sue componenti principali, ossia il calcio, il fosfato e il fluoruro, ma anche agli acidi.

Mordendo malamente un oggetto molto duro o battendo fortemente su un materiale duro (per es. durante un infortunio sportivo), lo smalto si può danneggiare, scheggiare, rompere o crepare.

Lo smalto dei denti decidui contiene meno minerali e ha una struttura meno compatta rispetto a quella dei denti permanenti.

Per questo motivo, è più chiaro e più sensibile all'influsso degli agenti chimici, come per esempio gli acidi.

La dentina La dentina è la componente principale del dente.

Analogamente alle nostre ossa, è costituita per il 70% da minerali (parte inorganica), per il 20% da sostanze proteiche (parte organica) e per il 10% da acqua.

La dentina non è così dura come lo smalto, ma è più dura delle ossa. L'interno della dentina è irradiato da canalicoli finissimi che si diramano verso l'esterno e che contengono dei prolungamenti cellulari, provenienti dalla polpa dentale.

A partire dalla linea cervicale, che in condizioni di salute è coperta dalla gengiva e quindi non è visibile, la dentina della radice è ricoperta dal cemento.

La polpa Attraverso il canale radicolare, che all'apice della radice è aperto, le arterie, le vene e i nervi raggiungono la polpa rivestita di dentina.

All'interno della polpa, i vasi sanguigni e i nervi sono alloggiati in un tessuto connettivo lasso. I prolungamenti delle fibre nervose attraversano la polpa e raggiungono i canalicoli dentinali.

Essi trasmettono i segnali di dolore, per esempio reagendo alle differenze di temperatura (caldo/freddo), agli stimoli chimici (dolce/acido) o al trapano del dentista.

Nei denti decidui vi è più polpa rispetto ai denti permanenti, mentre lo smalto ha uno spessore molto minore, di poco meno della metà.

Tessuti Paradontali

La funzione principale del parodonto è di mantenere gli elementi dentari in posizione ed è soggetta a cambiamenti ed alterazioni morfologiche con l'avanzare dell'età.

Questo processo inizia precocemente nella vita embrionale con l'emigrazione di cellule dalla cresta neurale all'interno del primo arco branchiale.

Dopo la formazione della lamina dentale ha inizio una serie di processi che portano alla formazione del dente e dei suoi tessuti parodontali, incluso l'osso alveolare proprio

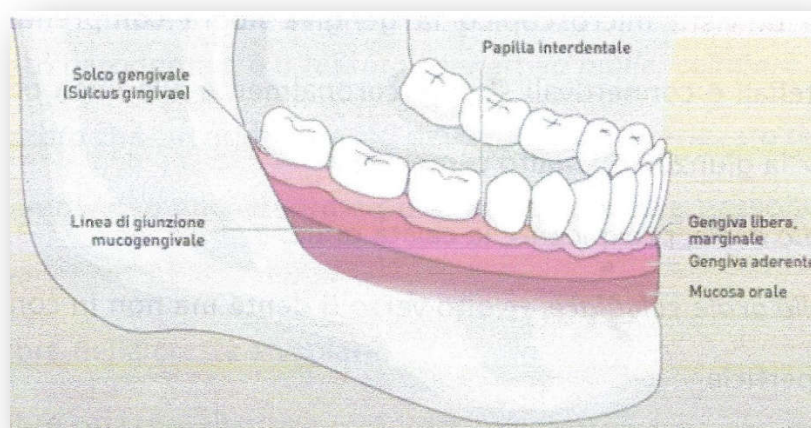
(J.Lindhe, N.P. Lang, T. Karring, *Paradontologia linica e implantologia orale*, quinta edizione, Milano Edi Ermes, 2010)

Gengiva

La gengiva è quella parte di mucosa che circonda il colletto dei denti.

Si divide in:

- gengiva libera che comprende i tessuti vestibolari, palatali e linguali ed è delimitata coronalmente dal margine gengivale
- gengiva aderente è delimitata in direzione apicale dalla giunzione mucogengivale



PIANO OSSEO

Dal punto di vista chirurgico, le strutture più importanti sono rappresentate dai fasci neurovascolari naso-palatini contenuti negli omonimi canali.

La mandibola

Rappresenta l'osso provvisto di una articolazione **temporo mandibolare** della faccia detta anche mascella inferiore.

E' costituita da un corpo e da rami o branche.

Il corpo ha la forma di ferro di cavallo ed ha due facce:

- una interna detta postero mediale
- una esterna detta antero laterale

La mascella

L'osso mascellare è formato da un corpo e dai vari processi che da esso si dipartono.

Il corpo ha una forma piramidale ed è costituito da pareti sottili che contengono al loro interno la cavità del seno mascellare (detto anche Antro di Highmore).

L'osso mascellare si articola con nove ossa:

- due del neurocranio
- osso nasale,
- osso zigomatico,
- osso lacrimale,
- cornetto nasale inferiore,
- osso palatino,
- il vomere
- osso mascellare controlaterale

LA CHIRURGIA ORALE

La **Chirurgia Orale** è una competenza di base del **Chirurgo Maxillo Facciale**. Consiste nella chirurgia della bocca sia per quanto riguarda i tessuti molli che l'osso.

Riguarda principalmente l'avulsione di **denti inclusi** o **avulsioni dentarie complesse**, l'asportazione di **cisti ossee**, **apicectomie**, **disinclusioni dentarie** a scopo ortodontico, la chiusura di **fistole** oro-sinusali o oro-nasali che possono residuare dopo l'avulsione dei denti superiori. Di base è una chirurgia che si svolge in ambiente ambulatoriale.

La **Chirurgia Preprotetica (innesti ossei, rialzo del seno mascellare, espansioni ossee)** è un'attività chirurgica volta alla ritenzione e stabilità delle protesi dentarie. Si avvale di tecniche ricostruttive ossee che permettono il posizionamento degli impianti dentali quando l'osso è insufficiente.

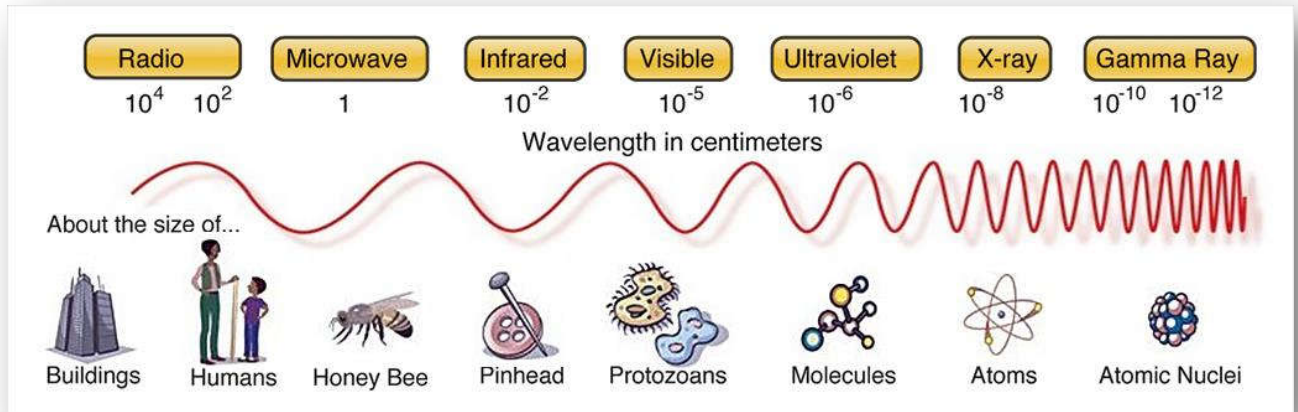
L'**Implantologia** è una procedura chirurgica, consolidata da numerosi anni, che permette di posizionare delle protesi dentarie fisse dove i denti sono stati perduti o di stabilizzare le protesi mobili quando presentano una scarsa stabilità con i sistemi convenzionali.

Questa procedura prevede di inserire nelle ossa mascellari degli impianti di titanio che svolgono ruolo di ancoraggio per le protesi.

Per l'indagine diagnostica delle strutture ossee il chirurgo maxillo-facciale e/o l'odontoiatra si avvale delle tecniche radiologiche con l'utilizzo di Raggi X che gli consentono un inquadramento diagnostico di numerose patologie.

CENNI DI FISICA

Rappresentazione di una radiazione



Radiazione

può semplicemente essere descritta come energia che si muove attraverso lo spazio.

Può assumere molte forme, tra cui:

- la luce visibile,
- raggi X
- raggi gamma
- microonde
- onde radio

La radiazione di nostro interesse è quella ad alta energia o radiazioni ionizzanti, che comprende le radiografie.

Le radiazioni ionizzanti hanno molti usi, compreso la sterilizzazione di prodotti alimentari e apparecchi medicali, creazione di immagini mediche, e viene anche utilizzato nel trattamento

Radiazioni è tutto intorno a noi.

Le due principali fonti di ionizzanti radiazioni sono rappresentate dal:

- fondo naturale di radiazioni
- esposizioni mediche (TAC e radiografie).

La radiazione dovuta al fondo naturale proviene dal Sole (radiazione cosmica), dalla Terra (per lo più gas Radon) e da sostanze radioattive naturali del nostro corpo.

La radiazione del fondo naturale rappresenta l'esposizione per una media di 3,1 mSv / anno con variazioni variabili da luogo a luogo.

Quali sono i Raggi X

I raggi X sono un tipo di radiazione che si creano utilizzando grandi quantità di energia elettrica.

I raggi X sono utilizzati nella diagnostica per immagini molto simile a una fotocamera che utilizza luce visibile per creare un'immagine.

I raggi X passano attraverso il corpo e creano un'immagine su pellicola in base a quante raggi X vengono assorbiti e quanti pass through.

Innanzitutto esistono diversi tipi di radiazioni:

- Radiazioni α (alfa)
- Radiazioni β (beta)
- Radiazioni X e γ (gamma)
- Neutroni

I **raggi X** (o **raggi** Röntgen) sono quella porzione di spettro elettromagnetico con lunghezza d'onda compresa approssimativamente tra 10 nanometri (nm) e 1/1000 di nanometro (1 picometro).

Raggi X con una lunghezza d'onda superiore a 0,1 nm sono chiamati **raggi X** molli. A lunghezze minori, sono chiamati **raggi X** duri.

Una radiazione è costituita da quanti di onde elettromagnetiche (fotoni), oppure da particelle dotate di massa (radiazioni corpuscolari). Una radiazione, costituita da fotoni o da corpuscoli, si dice ionizzante quando provoca la formazione di ioni lungo il suo percorso.

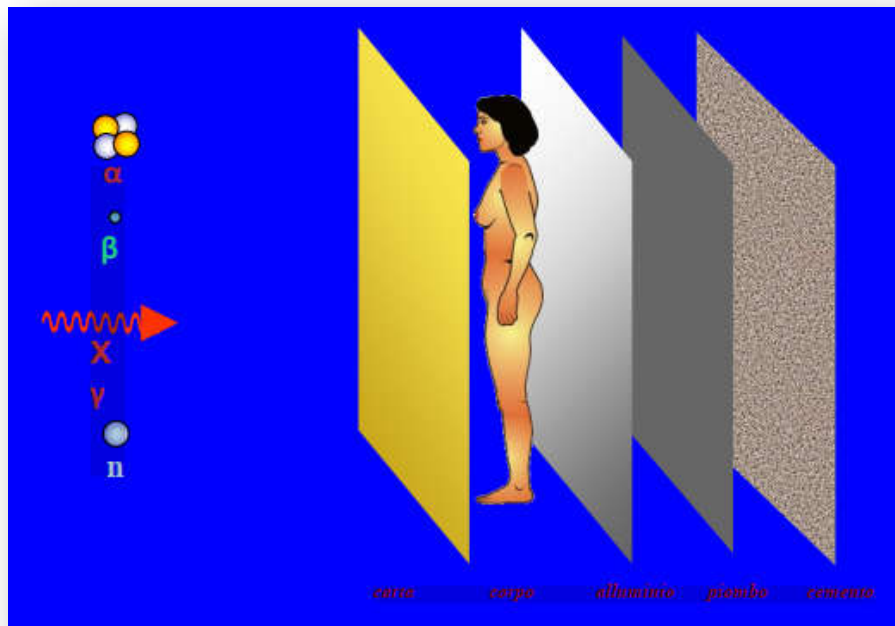
I raggi X sono costituiti da radiazioni elettromagnetiche, che sono a loro volta di diversi tipi:

- onde radio,
- microonde,
- infrarossi,
- luce visibile,
- luce ultravioletta,
- raggi X
- raggi gamma.

Il percorso delle radiazioni dipende essenzialmente dalla loro interazione con la materia incontrata durante il tragitto.

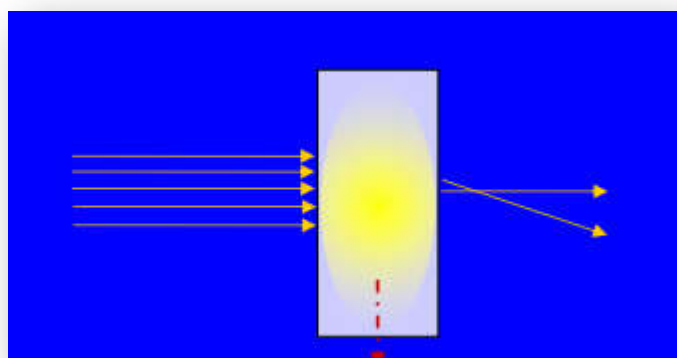
Più energia esse posseggono e più si muovono velocemente.

Se urtano un oggetto, l'energia è trasferita all'oggetto stesso.



Radiazioni X e Gamma sono costituite da FOTONI che sono particelle prive di massa, ma dotate di energia che attraversando un materiale e possono avere in generale tre tipi di interazioni:

- Possono essere catturati dalla struttura del materiale
- Passare indisturbati
- Possono essere rallentati o deviati



Nell'ambito delle specialità odontoiatriche e del distretto maxillo facciale, l'imaging radiologico rappresenta il sistema essenziale sia per determinare la presenza e l'estensione della malattia in pazienti per i quali è stata eseguita un'accurata anamnesi sia nel monitoraggio di una eventuale progressione della malattia stessa e nella evoluzione dell'efficacia del trattamento.

Da ciò deriva che per l'utilizzo di tali tecniche occorre che il paziente si esponga alla radiazione ionizzante che, come tale, non è priva di rischi e pertanto l'utilizzo di apparecchiature a raggi x è sempre accompagnato alla responsabilità di garantire una protezione adeguata sia del paziente che dell'operatore.

In ambito odontoiatrico la responsabilità dell'odontoiatra è amplificata per il fatto che tali metodiche radiologiche vengono impiegate anche su bambini e giovani ragazzi.

RADIOPROTEZIONE

E' una disciplina dedicata alla protezione del paziente e dell'ambiente dagli effetti dannosi delle radiazioni.

Si basa su concetti di:

- fisica – interazione della radiazione con la materia a livello nucleare, atomico e molecolare
- biologia – per gli effetti di tali interazioni a livello cellulare
- anatomofisiologia – per le conseguenze che tali effetti possono avere al livello multi-cellulare, su tessuti, organi, apparati e sull'intero organismo.

E' normata da una serie di leggi (DLgs 230/95 – DLgs 187/00) norme e procedure tese alla protezione da effetti nocivi su:

- lavoratori per quanto riguarda l'esposizione derivante dall'attività lavorativa
- pazienti per le esposizioni derivanti da esami diagnostici e terapeutici con radiazioni ionizzanti
- popolazione per i tipi di esposizione che possono interessarla
- ambiente per gli effetti indotti sulla popolazione umana che vi risiede o vi lavora

La determinazione dei criteri e delle procedure da applicare a questo scopo è oggetto continuo di studio da parte di numerosi organismi nazionali e internazionali tra i quali il più autorevole è la International Commission for Radiological Protection (ICRP) fondata nel 1928 a cui partecipano alcuni massimi esperti internazionali del settore.

Principi di radioprotezione

La radioprotezione si basa su tre principi fondamentali introdotti dalla ICRP 60:

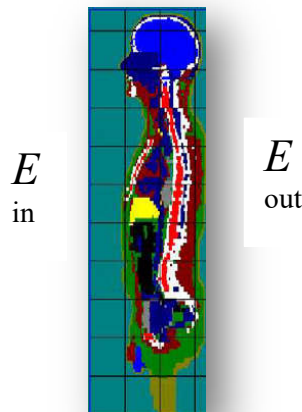
- principio di GIUSTIFICAZIONE** che stabilisce che nuovi tipi o nuove categorie di pratiche che comportano un' esposizione alle radiazioni ionizzanti devono essere giustificate anteriormente alla loro prima adozione o approvazione, dai loro vantaggi economici, sociali o di altro tipo rispetto al detrimento sanitario

(stima del rischio di riduzione della durata e della qualità della vita che si verifica in una popolazione a seguito dell'esposizione a radiazione ionizzante) che ne può derivare (DLgs 230/95 e s.m.i.). Il che vuol dire che le esposizioni mediche devono mostrare di essere sufficientemente efficaci mediante la valutazione dei potenziali vantaggi da esse prodotti, inclusi i benefici diretti per la salute del paziente e della collettività rispetto al danno che l'esposizione potrebbe causare tenendo conto dell'efficacia e dei vantaggi di tecniche alternative disponibili che non comportano un'esposizione alle radiazioni ionizzanti.

Il Dlgs 187/00 recita che "tutte le esposizioni mediche individuali devono essere giustificate preliminarmente, tenendo conto degli obiettivi specifici dell'esposizione e delle caratteristiche della persona interessata".

- **principio di OTTIMIZZAZIONE** che stabilisce che qualsiasi pratica che sia stata preventivamente giustificata deve essere svolta in modo da mantenere l'esposizione al livello più basso ragionevolmente ottenibile, tenuto conto anche dei fattori economici e sociali, compatibilmente con il raggiungimento dell'informazione diagnostica richiesta (principio ALARA As Low As Reasonably Achievable).
- **Principio di limitazione del RISCHIO INDIVIDUALE** che afferma che le dosi individuali, anche se ammissibili sulla base dei due principi di Giustificazione Ottimizzazione, non devono eccedere i limiti determinati sulla base dei coefficienti nominali di probabilità per effetti stocastici. Vengono definiti i limiti primari:
 - **La dose efficace E**
 - **La dose equivalente H per alcuni organi o tessuti**

Dose assorbita



$$D = \frac{E_{in} - E_{out}}{M}$$

dove:

D è la dose assorbita media nel volume irraggiato (energia termica, mutazioni chimiche)

E_{in} , E_{out} sono rispettivamente l'energia radiante entrante e quella uscente

(L'unità di misura nel sistema internazionale (SI) per la dose è il J/kg. Il nome speciale di quest'unità è il gray, con il simbolo Gy. Più spesso si usano i sottomultipli mGy e μ Gy che rappresentano rispettz. 1/1.000 e 1/1.000.000 di Gy)

Definizione formale della dose assorbita

Come sopra anticipato, la più importante delle grandezze dosimetriche è la dose assorbita, definita come:

$$D = \frac{dE}{dm}$$

e rappresenta la quantità di energia assorbita per unità di massa del tessuto irraggiato in seguito all'interazione con la radiazione incidente.

Si misura in Gray, Gy (1Gy = 1J/Kg).

In presenza di equilibrio delle particelle cariche, è possibile ricavare il valore della dose assorbita in aria da una misura di esposizione mediante la seguente formula:

$$D = \frac{W_a}{e} X$$

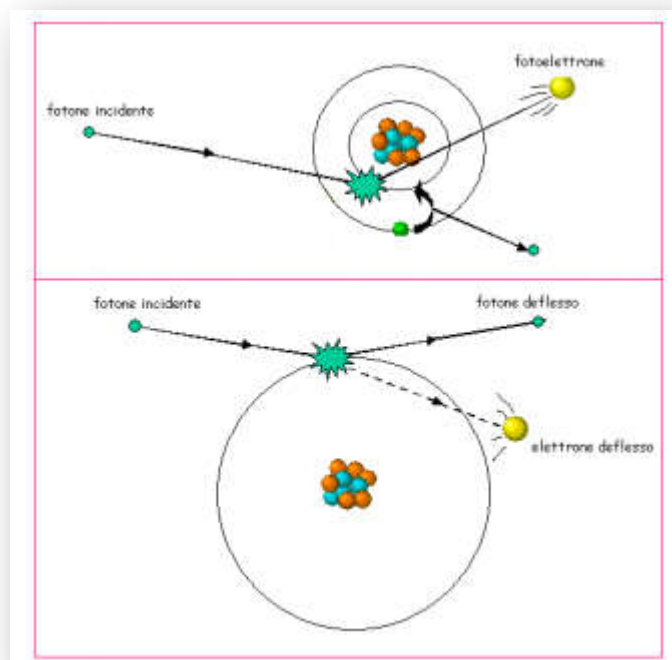
essendo W_a l'energia necessaria in media per produrre una coppia di ioni in aria.

Da cui si ricava il Rateo di dose

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \approx \frac{\Delta D}{\Delta t}$$

Nell'interazione di un fascio di radiazioni indirettamente ionizzanti, il processo di trasferimento di energia al mezzo avviene sostanzialmente in due fasi successive. Nella prima la radiazione primaria (i raggi X nel caso in esame) mette in moto i secondari carichi. Nella seconda questi ultimi depositano l'energia attraverso le collisioni che subiscono nel mezzo stesso

processi di interazione dei raggi X con la materia



Per la prima fase è necessario introdurre un'altra grandezza nota come **kerma**, *kinetic energy released to the matter* e definita da:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

dove dE_{tr} è la somma delle energie cinetiche iniziali di tutte le particelle cariche secondarie (elettroni) messe in movimento in seguito alla cessione di energia da parte della radiazione incidente in un certo elemento di volume di specificato materiale di massa dm .

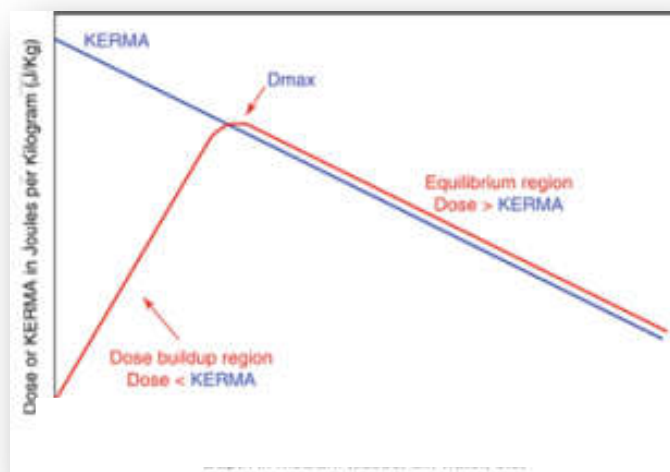
L'unità di misura è la stessa della dose assorbita (Gy)

Non tutta l'energia cinetica trasferita dai fotoni incidenti agli elettroni è assorbita nel piccolo volume di tessuto (o aria) in cui avviene l'interazione; una piccola frazione di questa energia sarà per così dire assorbita a distanza.

La dose assorbita sarà quindi in genere inferiore al kerma.

Tuttavia, per energie tipiche dei raggi X utilizzati in diagnostica, per cui sussistono le condizioni di equilibrio, questa differenza è tuttavia molto piccola e, ai fini pratici, si assume che kerma e dose assorbita coincidano nella stessa quantità.

andamento del kerma e della dose al variare della profondità.



INDICATORI DI DOSE

Un buon indicatore di dose al paziente per una metodica radiologica deve possedere le seguenti caratteristiche:

- relativa **semplicità di misura**, che garantisca anche la riproducibilità di posizionamento geometrico e di definizione parametri di esposizione;
- deve essere **valutabile in condizioni analoghe su tutte** le diverse tecnologie esistenti per l'esecuzione dell'esame;
- deve offrire la possibilità di **normalizzazione** rispetto a parametri di esposizione e **calcolo** al variare di essi;
- deve essere **rappresentativo della dose** effettivamente assorbita dai tessuti del paziente;
- deve porre le basi per la **definizione LDR**.

In prima istanza si è pensato di adottare anche per le apparecchiature CBCT l'indice di dose normalmente impiegato nella tomografia computerizzata spirale e multibanca fan beam: il **CTDI**, **Computed Tomography Dose Index**. Il CTDI si misura in mGy ed è definito da:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{z_1}^{z_2} D(z) dz$$

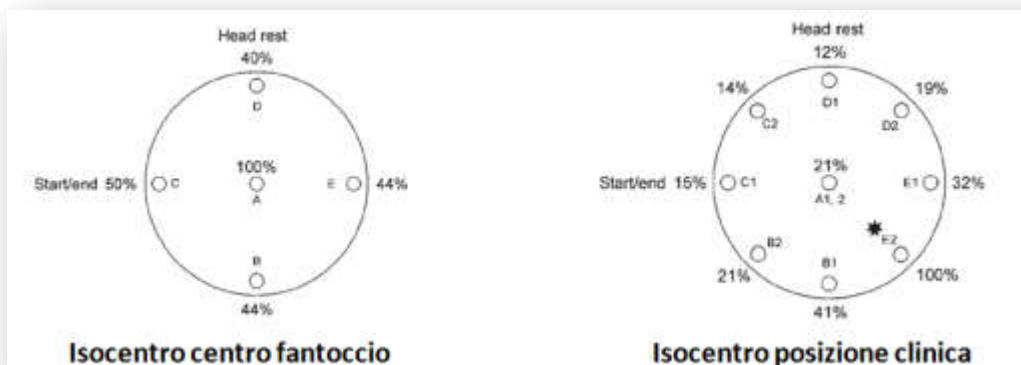
Il setup geometrico prevede il posizionamento del fantoccio centrato all'isocentro della TC, con acquisizioni assiali che comprendono nel campo di vista l'intera sezione del fantoccio.

In pratica, il CTDI esprime una stima della dose media assorbita (in mGy) dai tessuti del paziente sottoposti a scansione.

Tuttavia, nell'impiego in CBCT, ci si è ben presto resi conto che il CTDI presenta importanti criticità. Innanzitutto, e in particolare in CBCT dentale, è discutibile quale sia il *posizionamento* da adottare per la camera a ionizzazione pencil e il fantoccio, tenendo conto che in molte apparecchiature CBCT sono assenti reperi di posizionamento per isocentro e laser di centratura e il fascio è molto spesso obliquo rispetto all'asse di rotazione.



Occorre poi considerare che il volume acquisito non comprende nella maggior parte dei casi l'intera sezione del fantoccio specifico per gli esami del cranio, avente un diametro di 16 cm, per cui è discutibile la scelta di adottare la centratura all'isocentro o una centratura più vicina alle reali condizioni cliniche, quindi spostata anteriormente considerando la posizione tipica del paziente, oppure laterale a seconda dei casi.



in molti casi l'altezza del volume esaminato supera i 10 cm di sensibilità della camera a ionizzazione pencil, per cui non sarà in ogni caso possibile una valutazione secondo definizione del CTDI che prevede il rapporto tra l'integrale di dose misurato dal dosimetro e lo spessore dello strato irradiato. In generale si possono distinguere due diversi casi: se la collimazione è maggiore o uguale a 10 cm è possibile adattare alla CBCT la definizione del CTDI100 sostituendo T con la lunghezza della camera (100 mm) nella seguente formula:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{T} \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} D(z) dz \text{ -----} > \overline{D}_{100} = \frac{1}{100} \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} D(z) dz$$

Tale misura assumerà il significato di *dose media* nella porzione di lunghezza 10 cm all'interno del volume esaminato.

Qualcuno in letteratura ha chiamato questa grandezza dosimetrica *Cone Beam Dose Index (CBDI)*.

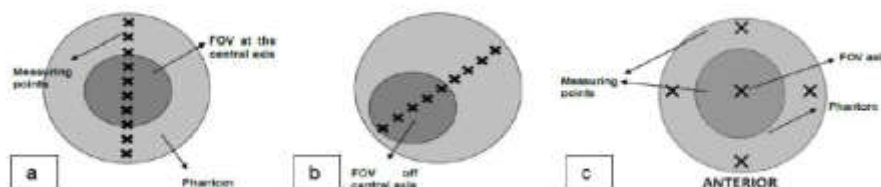
Altrimenti, quando la collimazione del fascio è inferiore ai 10 cm è possibile applicare la definizione classica di CTDI100 tenendo presente che potrebbe rappresentare una sovrastima della dose media realmente somministrata al paziente.

Al fine di superare i limiti del CTDI anche per le apparecchiature a fascio conico, l'AAPM ha proposto l'impiego di due nuove grandezze:

- la *dose cumulativa centrale*
- l'*energia impartita*

Il gruppo di lavoro che ha lavorato nell'ambito del progetto europeo SedentexCT ha invece proposto due nuovi indici dosimetrici con valutazioni di dose puntuali in un piano centrale del volume scansionato, in un caso considerando una linea di punti di misura passante per il centro del campo di vista (FOV), nell'altro caso nelle posizioni già adottate di consueto per il CTDI.

Rispetto al CTDI questi indici di dose dovrebbero essere più versatili nell'adattarsi alle diverse apparecchiature e più rappresentativi della dose media assorbita dal paziente.



Rappresentazione grafica dello schema di posizionamento dei punti di misura della dose per gli indici dosimetrici proposti dal gruppo SedentexCT

Infine è stato proposto il DAP (**Dose Area Product**), prodotto dose-area, che è definito come la **dose assorbita in aria integrata sull'area totale del fascio di raggi X su un piano perpendicolare all'asse del fascio**, ed è espresso, quindi, come:

$$DAP = \int_A D_{aria} dA \approx D_{aria} A$$

dove dA rappresenta l'elemento infinitesimo di superficie.

L'approssimazione presente al secondo membro è valida per un fascio di radiazione uniforme su tutta la superficie considerata. La caratteristica principale di questa grandezza è la sua invarianza rispetto alla distanza dal fuoco del tubo radiogeno.

Infatti, il DAP assume lo stesso valore su qualunque piano perpendicolare all'asse del fascio, almeno finché l'attenuazione dell'aria può essere trascurata.

Tale proprietà segue direttamente da semplici considerazioni di carattere fisico e geometrico.

Infatti, mentre l'area irradiata è direttamente proporzionale al quadrato della distanza dal fuoco, la dose in aria dipende dall'inverso del quadrato di tale distanza.

L'importanza di questa grandezza nasce, inoltre, dalla facilità con cui può essere misurata mediante una camera a ionizzazione a trasmissione piatta, comunemente chiamata *KAP meter* o *DAP meter*, opportunamente calibrata per confronto con un dosimetro di riferimento, avente un'area maggiore della sezione utile del fascio e che viene inserita nelle guide previste all'uscita del tubo radiogeno.

In tale posizione, l'area del fascio è relativamente piccola e ciò garantisce che tutta la sezione del fascio utile sia compresa all'interno della superficie attiva della camera.

Il risultato della misura è espresso in $mGy \cdot cm^2$, da tale quantità è escluso il contributo della radiazione retrodiffusa dal paziente.

Lo strumento è, inoltre, costruito in modo tale che la sua risposta sia indipendente dall'energia del fascio di raggi X nell'intervallo energetico di interesse diagnostico.



La misura del DAP come indicatore dosimetrico presenta una serie di vantaggi:

- è semplice e ripetibile,
- è calcolabile a partire da misure di output e area o sezione del volume irradiato,
- è utilizzabile per la definizione di livelli diagnostici di riferimento.

L'unico svantaggio è dato dal fatto che non è direttamente associabile a valori di dose rappresentativi della dose realmente assorbita dai tessuti dal paziente.

Per i motivi elencati nel 2012 sono stati pubblicati due autorevoli documenti che definiscono il **DAP** come **indicatore dosimetrico da utilizzare nelle metodiche volumetriche dentali**.

Il primo è la Linea Guida Europea RP 172, secondo cui, in ambito CBCT, le case produttrici dovrebbero dotare tutte le apparecchiature della possibilità di fornire come dato di output alla fine di ogni esposizione il valore del DAP.

Nel caso in cui l'apparecchiatura non sia predisposta per fornire una misura di DAP, l'Esperto in Fisica Medica/Esperto Qualificato ¹ dovrebbe valutarlo e tabularlo per tutte le combinazioni dei parametri utilizzati nella pratica clinica in modo che lo specialista abbia la possibilità di confrontare le sue procedure e il suo modo di operare, in termini di esposizione del paziente, con quello di altri centri.

1. Gli Esperti Qualificati iscritti dopo il 2000 NON possono fare i controlli di qualità sulle apparecchiature radiologiche (DLgs 187/00)

Tutto questo ai fini del rispetto del principio di ottimizzazione e quindi della definizione dei Livelli Diagnostici di Riferimento.

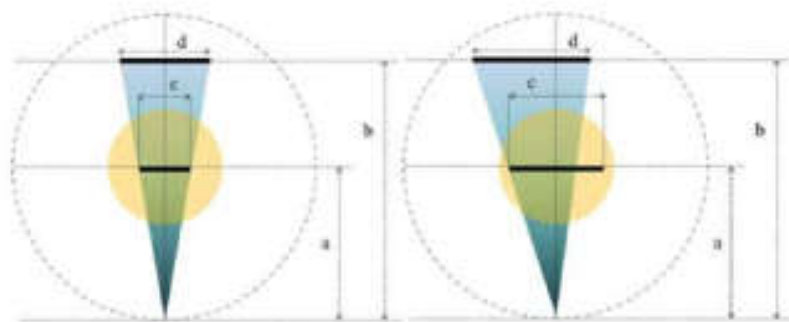
L'altro documento che indica il DAP come valore dosimetrico per tutte le apparecchiature dentali extraorali è la norma **IEC 60601-2-63**, alla quale i costruttori devono adeguarsi.

Come alternativa pratica, possono essere facilmente eseguite, mediante una camera piana, misure puntuali di **Kerma in aria** incidente sulla superficie del rivelatore ($K_{a,i}$ come abbreviato nell'ICRU 80).

Nel caso specifico della CBCT, il vantaggio di questo tipo di misure relativamente semplici è la possibilità di avere un dato dosimetrico, D_{FOV} , che tiene conto del tipo di geometria, delle dimensioni del FOV (Field Of View, campo di vista) e dell'angolo di rotazione.

Una stima della dose media calcolata oltre il diametro del FOV può essere ottenuta a partire dal valore di $K_{a,i}$ mediante una semplice relazione che sfrutta dati di tipo geometrico.

$$D_{FOV} = K_{a,i}(FDD) \cdot \frac{b}{a} \cdot \frac{d}{c},$$



VALUTAZIONE DI DOSE AGLI ORGANI E DOSE EFFICACE

A parità di dose somministrata a un dato organo o tessuto, la probabilità di accadimento di un effetto stocastico dipende fortemente anche dal tipo di radiazione che deposita quella dose, oltre che dalla sua energia.

Per tenere conto di tale effetto è necessario introdurre, per ciascun tipo di radiazione, un *fattore peso della radiazione* w_R che, in linea generale, dipenderà anche dall'energia della radiazione.

Sulla base del fattore peso w_R , si è condotti in maniera naturale a collegare la probabilità di accadimento di un effetto stocastico, a carico di un tessuto od organo T che abbia assorbito una dose media di radiazioni $D_{T,R}$, da una radiazione di tipo R e di energia E , alla grandezza

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R}$$

$H_{T,R}$ è la **dose equivalente** (equivalent dose) e la sua unità di misura è il $J \cdot kg^{-1}$ a cui si dà il nome di Sievert (Sv).

Dose equivalente [dose ponderata di radiazione (cfr draft 2005 ICRP)]

Per tenere conto della diversa **efficacia biologica** dei vari tipi di radiazioni (X, gamma, alfa, beta, n, p ecc.) per gli **effetti stocastici** è stata introdotta la relazione:

$H_T = w_R \cdot D$ (il fattore peso w_R per fotoni ed elettroni è sempre pari a 1)
(Unità di misura nel SI: Sievert, simbolo Sv. Più spesso si usano i sottomultipli mS)

Dose efficace

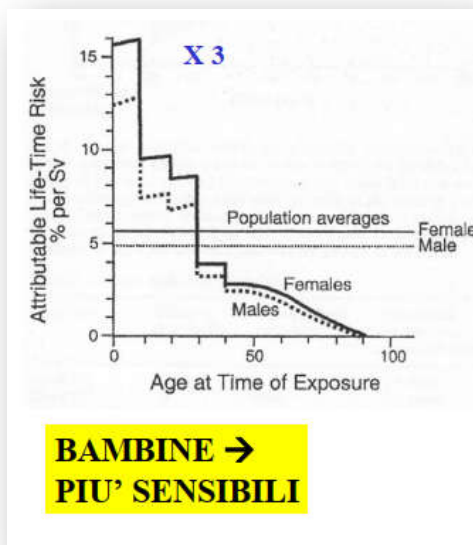
La dose efficace, pertanto, è definita come **la somma delle dosi equivalenti pesate** (attraverso il fattore w_T) **in tutti i tessuti ed organi del corpo**.

L'unità di misura della dose efficace è il $J \cdot kg^{-1}$ a cui si dà il nome speciale di *Sievert (Sv)*.

La *Dose Efficace* è la grandezza radioprotezionistica che collega l'esposizione alle radiazioni ionizzanti al rischio di insorgenza di effetti stocastici a lungo termine.

Fattore di ponderazione per il tessuto T:

esprime la "radiosensibilità" del tessuto rispetto all'induzione di tumori maligni e benigni, alla riduzione della vita media (detrimento sanitario)



SEDENTEXCT WORKSHOP ON CBCT

Indicatore di rischio sulla durata della vita (%/Sv) in funzione dell'età e del sesso.

Le linee orizzontali (continua e tratteggiata) rappresentano il livello di rischio medio per l'intera popolazione suddivisa per sesso.

La sensibilità (e quindi il rischio, a parità di esposizione) è fortemente dipendente dall'età.

Per una valutazione di **dose agli organi** e **dose efficace** si può ricorrere ad uno dei seguenti approcci:

- valutazioni con dosimetri in fantocci antropomorfi;
- utilizzo di programmi di simulazione;
- calcolo a partire da indicatori di dose (DAP) e coefficienti.

La dosimetria in fantocci per questa tipologia di esami presenta alcune criticità, tra cui la scelta e il posizionamento dei siti di misura, la definizione delle frazioni di massa per i diversi organi esposti, l'accuratezza della calibrazione e la valutazione della dipendenza energetica dei dosimetri utilizzati.

A questi aspetti si aggiunge il fatto che in CBCT vi è la necessità di effettuare molteplici acquisizioni ripetute per raggiungere livelli di dose assorbite sufficienti in rapporto alla sensibilità dei dosimetri anche per le sedi interessate solo da radiazione diffusa. Viste le dimensioni limitate dei campi di vista e dei volumi utilizzati, per una valutazione accurata è opportuno utilizzare un numero elevato di dosimetri, tenendo conto che gli organi che apportano il maggior contributo alla dose efficace saranno le ghiandole salivari, la tiroide, il midollo osseo e alcuni dei remainder (in particolare mucosa orale, vie respiratorie estratoraciche e linfonodi). In questo senso il passaggio dall'ICRP 60 all'ICRP 107 ha comportato un incremento significativo della valutazione di dose efficace, della quale occorre tener conto soprattutto quando si confrontano valori attuali con dati pubblicati in

passato.

Grazie a software che permettono di interpolare sui fantocci adattivi in base a peso e altezza, mediante opportuni fattori correttivi, sfruttando tecniche di simulazione Monte Carlo è possibile, poi, ricavare il valore della dose efficace e della dose agli organi coinvolti a partire dai valori di DAP misurati e da semplici informazioni sul paziente (peso, altezza, spessore, ...) e sui parametri di esposizione utilizzati (kV, mAs, filtrazione totale).

Il metodo di valutazione della dose efficace e della dose agli organi a partire da valori di DAP, mediante tecniche di modellizzazione Monte Carlo, è stato ampiamente riconosciuto al fine di determinare il rischio legato ad esposizioni mediche alle radiazioni ionizzanti.

APPLICAZIONI DELLA DOSE EQUIVALENTE E DELLA DOSE EFFICACE

I **limiti di legge** per l'**esposizione dei lavoratori** e della popolazione si fondano sulla dose efficace e sulla dose "equivalente":

Effetti stocastici

Lavoratori esposti $E=20\text{mSv/anno}$

Popolazione $E=1\text{mSv/anno}$

Effetti deterministici (sopravalutazione*)

Lavoratori $H_{\text{mani}}=500\text{mSv/a}$ $H_{\text{cristallino}}=150\text{mSv/a}$

Popolazione $H_{\text{mani}}=50\text{mSv/a}$ $H_{\text{cristallino}}=15\text{mSv/a}$

E permette di confrontare diversi tipi di irradiazioni dal punto di vista degli effetti biologici

E ed Hr sono fondamentali nella valutazione del rapporto rischio/beneficio nelle esposizioni mediche

*** Efficacia biologica relativa per gli effetti stocastici:**

$RBE=W_R > RBE$ effetti deterministici

IRRADIAZIONE E SICUREZZA

I raggi X, come tutte le radiazioni ionizzanti (es. radiazioni gamma) hanno la capacità di danneggiare gli organi delle persone esposte.

I raggi X causano danni al DNA e quindi sono agenti mutageni e pertanto potenzialmente cancerogeni.

Ovviamente i danni sono proporzionali alla quantità di raggi per unità di tempo e a alle capacità di riparazione del DNA dei nostri enzimi.

In radiologia vale pertanto il principio A.L.A.R.A. (As Low As Reasonably Achievable), ovvero erogare la quantità di radiazioni più bassa possibile compatibilmente con le necessità diagnostiche.

Pertanto i Tomografi Cone Beam rappresentano attualmente il gold standard per la diagnostica volumetrica dentale e maxillofacciale, sia alla luce della minore dose radiogena assorbita sia alla luce della accuratezza dell'immagine. Nella tabella sottostante, tratta dal lavoro di Ludlow e coll. (2005), vengono mostrate le dosi effettive (misurate in Sievert) di differenti indagini radiologiche e della radiazione ambientale annuale.

	microSievert (μSv)
Ortopantomografia	6
Radiografia endorale	1
Radiografia torace	80
T.C. spirale massiccio facciale	2000
T.C. Cone beam massiccio facciale	50-100
T.C. Cone beam parziale del massiccio facciale	15-40
Radiazioni da sorgenti naturali in un anno	3.0

Ludlow et al. 15th Congress of the ICDMFR, Cape Town, ZA, 2005

E' perciò evidente che la T.C. cone beam del massiccio facciale permette di ottenere una dose assorbita 10-20 volte inferiore di quella ottenibile con una T.A.C. spirale.

RADIOLOGIA MEDICA - DIAGNOSTICA PER IMMAGINE

La radiologia medica è la branca della medicina che si occupa della produzione e interpretazione a fini diagnostici o terapeutici di immagini radiologiche.

Tale tecnica si basa sull'interazione tra un fascio di fotoni (raggi X) diretti da una sorgente a un recettore, e la materia interposta, solitamente un corpo biologico.

La radiografia è nata nel 1895 con la scoperta dei raggi X, da parte del fisico Wilhelm Conrad Röntgen che descrisse per primo le loro proprietà.

Questi raggi precedentemente sconosciuti (da qui l'X del nome) sono un tipo di radiazione elettromagnetica.

Tipici esempi di radiazioni ionizzanti sono i raggi X ed i raggi γ , mentre le radiazioni corpuscolari possono essere costituite da diverse particelle:

- elettroni negativi (radiazione β^-),
- elettroni positivi o positroni (radiazione β^+),
- protoni,
- neutroni,
- nuclei dell'atomo di elio (radiazione α).

I raggi X sono utilizzati in diagnostica (radiografie), mentre le altre radiazioni vengono utilizzate anche in terapia (radioterapia).

L'energia dei raggi X è compresa tra circa 100 eV (elettronvolt) per quanto riguarda la radiodiagnostica e 108 eV per quanto riguarda la radioterapia.

I raggi X hanno la capacità di penetrare attraverso i tessuti biologici opachi alle radiazioni luminose, risultandone solo parzialmente assorbiti.

Quindi, per **radiopacità** del mezzo materiale si intende la capacità di assorbire fotoni X e per **radiotrasparenza** si intende la capacità di lasciarli passare.

Il numero di fotoni che possono attraversare lo spessore di un soggetto dipende dall'energia dei fotoni stessi, dal numero atomico e dalla densità dei mezzi che lo compongono.

Quindi, l'immagine che ne deriva risulta una mappa delle differenze di attenuazione del fascio di fotoni incidente, che a sua volta dipende dalla struttura disomogenea, quindi dalla radiopacità della sezione corporea esaminata.

Quindi la radiologia a raggi X sfrutta il fatto che tessuti a diversa densità ed a diverso numero atomico Z assorbono le radiazioni in maniera diversa:

- Z e densità alti: vi è il massimo assorbimento, per cui i tessuti trattengono quasi completamente le radiazioni risultando bianchi sulla pellicola. Hanno queste caratteristiche le ossa ed il mediastino;
- Z e densità intermedi: i tessuti risultano grigi sulla pellicola, con una scala molto varia. Hanno queste caratteristiche i muscoli ed i vasi;
- Z e densità bassi: l'assorbimento dei raggi X è minimo, per cui l'immagine che otteniamo è nera. Hanno queste caratteristiche i polmoni (aria).

La diagnostica radiologica in odontoiatria è principalmente basata su:

- radiografia endorale,
- ortopantomografia,
- tomografia computerizzata (TC)
- cone-beam CT

Tutte queste metodiche utilizzano, in varia misura, i raggi X, ovvero radiazioni ionizzanti che possono interagire a livello cellulare.

Quando una radiazione ionizzante attraversa una cellula, possono verificarsi delle ionizzazioni a carico degli atomi costituenti le molecole della cellula stessa.

Questi fenomeni di ionizzazione possono portare a danni molecolari di entità variabile in base alla quantità di radiazione, tipo di radiazione e alle caratteristiche della cellula stessa.

Gli effetti biologici delle radiazioni ionizzanti possono essere raggruppati in effetti deterministici ed effetti stocastici.

Gli effetti deterministici sono provocati dall'esposizione a dosi di radiazioni ionizzanti estremamente più alte rispetto a quelle utilizzate nella diagnostica radiologica e si manifestano solo se vengono superati determinati valori soglia, con una gravità crescente all'aumentare della dose assorbita.

Gli effetti stocastici – causati da dosi di radiazioni più basse di quelle necessarie perché si manifestino gli effetti deterministici – sono dovuti a danni non letali e non riparati a carico delle cellule, e possono manifestarsi con una latenza variabile di anni.

Ai fini della radioprotezione, viene accettato l'assunto che esiste una relazione lineare tra rischio e dose radiante, e che non esiste un valore soglia di dose al di sotto del quale il rischio sia zero

La dose di radiazione ionizzante può essere definita come la quantità di energia depositata nei tessuti o organi esposti.

La dose assorbita nei tessuti o organi esposti per unità di massa (kg) è il gray (Gy). Un gray è unità di misura molto grande nella diagnostica per immagini ed è, quindi, più pratico utilizzare 10 come unità di misura il milligray, corrispondente a un millesimo di gray.

I rischi dovuti all'esposizione a differenti tipi di radiazioni ionizzanti possono essere comparati in termini di dose equivalente.

La dose equivalente è definita per un certo tipo di radiazione utilizzando un fattore di pesatura dipendente dal tipo di radiazione, che, nel caso dei raggi X e gamma, è pari a 1, potendo essere più alto per altri tipi di radiazioni ionizzanti.

La dose efficace è la somma pesata della dose equivalente in una serie di tessuti o organi, utilizzando fattori di pesatura specifici per ciascuno di essi in base alla loro sensibilità relativa all'insorgenza di neoplasie radio-indotte. Il concetto di dose efficace rappresenta uno strumento per la radioprotezione sia occupazionale che nella popolazione.

Il rischio di sviluppare una neoplasia maligna durante l'intera vita è pari a circa il 42% (ovvero nel corso della vita quasi un individuo su due si ammalerà di una neoplasia maligna per una qualsiasi causa). Questo è il cosiddetto "lifetime baseline risk" (LBR). Il rischio aggiuntivo di ammalarsi di un tumore maligno in seguito all'esposizione a radiazioni ionizzanti in conseguenza di un esame radiologico è definito come "lifetime attributable risk" (LAR). Il LAR è correlato al sesso e all'età al momento dell'esposizione, e viene calcolato sulla base di modelli di rischio ricavati da studi epidemiologici per lo più condotti sui sopravvissuti alle bombe di Hiroshima e Nagasaki, con l'integrazione di dati su soggetti esposti a radiazioni ionizzanti per ragioni cliniche o professionali. In base al modello di valutazione del rischio proposto dalla National Academy of Sciences nel rapporto "Biological Effects of Ionizing Radiation VII" (BEIR VII), l'esposizione a un 1 mSv

(dose media nazionale pro-capite per l'adulto derivante dall'esecuzione di procedure diagnostiche) comporta un LAR di sviluppare un tumore pari a 5 casi su 100.000 soggetti. Poiché tale rischio dipende dall'età, il rischio si riduce a 1-2 casi su 100.000 in soggetti con più di 60 anni ed aumenta a 10-15 casi su 100.000 nel bambino. La maggior parte delle procedure di radiologia diagnostica comporta un'esposizione inferiore a 1 mSv, mentre l'esecuzione di esami TC comporta l'esposizione a dosi di alcuni mSv. In particolare, per le procedure radiologiche in ambito odontoiatrico, tutta la letteratura scientifica di riferimento riporta i valori di dose efficace e dose equivalente in termini di microSievert (μSv), dove un μSv è pari ad un millesimo di mSv. Nell'ambito delle procedure CBCT in odontoiatria dell'età evolutiva, nella recente review di Ludlow [1] è riportata una metanalisi di valutazioni di dose efficace con protocolli e fantocci pediatrici, derivata dall'utilizzo di 10 apparecchiature diverse. Le valutazioni sono suddivise tra quelle derivanti dall'impiego di un campo di vista medio o grande (altezza campo superiore a 10 cm) o campo di vista piccolo (altezza inferiore a 10 cm) per osso mascellare e per mandibola.

Campo di vista (FOV)	Dose efficace	Dose alla tiroide	Dose alle ghiandole salivari
Piccolo osso mascellare	44 (16-177)	227 (53-575)	1930 (438-4974)
Piccolo mandibola	80 (24-331)	659 (327-3382)	1654 (404-5937)
Medio o grande	127 (39-430)	1003 (384-4265)	2045 (531-6622)

In tabella sono riportati i valori mediani e i range minimo - massimo delle grandezze dosimetriche principali.

Al fine di fornire un'indicazione operativa dell'esposizione a radiazioni ionizzanti per ogni esame effettuato sono stati definiti degli indicatori di dose al paziente, specifici per le diverse metodiche radiologiche.

Grandezza	Unità di misura comunemente impiegata	Apparecchiatura su cui viene utilizzata	Definizione
Air kerma (K_{air}) o Entrance skin air kerma (ESAK)	mGy	Endorale	Valore di kerma in aria misurato in corrispondenza dell'ingresso del fascio sul paziente.
Entrance skin dose (ESD)	mGy	Unità per cefalometria	Valore di dose risultante dal prodotto del kerma in aria per il fattore di backscatter misurato in corrispondenza dell'ingresso del fascio sul paziente
Dose area product (DAP) o Kerma area product (KAP)	mGy cm ²	Endorale, ortopantomografo, unità per cefalometria, CBCT	Prodotto dell'area di una sezione del fascio radiogeno per il kerma in aria medio su tale sezione.
Computed tomography dose index (CTDI)	mGy	TC multislice	Indice di dose di tomografia computerizzata. Si rimanda a [2] per una definizione più completa.

Con il termine "kerma" si intende l'energia cinetica trasferita dai fotoni X alle particelle cariche del materiale irradiato: nell'ambito delle energie utilizzate in radiodiagnostica il suo valore in aria è coincidente con il valore della dose e, pertanto, i due termini possono essere utilizzati in modo equivalente.

L'ESAK per un'apparecchiatura endorale corrisponde, quindi, alla dose in aria valutata sull'asse del fascio all'uscita del cono distanziatore ed è una quantità direttamente proporzionale alla durata dell'esposizione e all'intensità della corrente anodica.

Il DAP tiene conto sia dell'intensità del fascio che delle sue dimensioni e la sua valutazione non dipende dalla distanza dalla sorgente a cui viene effettuata.

Nell'ambito delle apparecchiature endorali, la norma CEI EN 60601-2-65 prevede che le apparecchiature di nuova installazione forniscano il valore di kerma in aria ad una distanza prefissata.

La norma CEI EN 60601-2-63 relativa alle prestazioni essenziali degli apparecchi dentali extra-oral a raggi X (quindi ortopantomografi e CBCT) dispone che tali apparecchiature riportino l'indicazione del DAP.

Anche nella Linea guida europea viene richiesta l'indicazione del DAP per tutti i protocolli e le variazioni di parametri selezionabili su ciascuna apparecchiatura CBCT.

IMPIEGHI PRINCIPALI DELLA RADIOLOGIA IN CAMPO ODONTOIATRICO

L'odontoiatria ha visto enormi progressi in tutti i suoi rami negli ultimi tre decenni.

Con questi progressi, la necessità di strumenti diagnostici più precisi, in particolare i metodi di imaging, è diventata obbligatoria.

Dalle semplici radiografie periapicali intra-orali, le tecniche di imaging avanzate come la tomografia computerizzata, la tomografia computerizzata a fascio conico, la risonanza magnetica e gli ultrasuoni hanno trovato spazio anche nell'odontoiatria moderna.

Il passaggio dalla radiografia analogica a quella digitale non solo ha reso il processo più semplice e veloce, ma ha anche semplificato l'archiviazione, la manipolazione (luminosità / contrasto, ritaglio dell'immagine, ecc.) e il management dei file. L'imaging tridimensionale ha reso le complesse strutture cranio-facciali più accessibili per l'esame e una diagnosi precoce e accurata di lesioni profonde. Scopo degli ultimi lavori nel campo della radiologia odontoiatrica è quello di rivedere gli attuali progressi nella tecnologia di imaging e il loro utilizzo in diverse discipline di odontoiatria.

Base di studio: *"le radiografie sono uno strumento diagnostico prezioso, in aggiunta all'analisi clinica nella diagnosi delle malattie dentali"*.

Le radiografie periapicali e panoramiche bidimensionali sono abitualmente utilizzate nello studio dentistico. Tuttavia, vi sono alcune limitazioni delle radiografie bidimensionali, che possono essere superate mediante tecniche di imaging tridimensionale come la tomografia computerizzata a fascio conico, la risonanza magnetica e gli ultrasuoni.

L'uso corretto delle nuove tecniche radiografiche, laddove indicato, può aiutare a individuare precocemente e un trattamento appropriato e tempestivo per varie patologie dentali e orali, e può essere utile per fare un corretto planning riabilitativo

APPARECCHIATURE PER INDAGINE RADIOGRAFICA DENTALE

ENDORALI

Per quanto riguarda le apparecchiature **endorali**, sono state individuate tre raccolte dati multicentriche focalizzate sull'analisi statistica di indicatori dosimetrici nell'utilizzo di parametri per pazienti pediatrici.

Referenza	Grandezza utilizzata	Dati	Tipologia di dato
Hart 2009 [6]	ESAK	1.5 mGy	Livello diagnostico di riferimento pediatrico risultante dall'analisi dati di 3000 centri in Gran Bretagna.
Looe 2006 [7]	DAP	Differenziati per le diverse proiezioni da 14,4 mGy cm ² per incisivi a 40.9 mGy cm ² per i molari	Valori medi risultanti dall'analisi di 52 centri in Germania, considerando solo le apparecchiature con protocolli pediatrici dedicati.
Bekas 2013 [8]	ESD	Da 0.69 a 0.84 mGy a seconda della proiezione considerata	Valori medi risultanti dall'analisi di 72 centri polacchi considerando protocolli pediatrici.

Valori di indicatori di dose riportati in letteratura per apparecchiature endorali utilizzate con pazienti pediatrici.

ORTOPANTOMOGRAFI,

Relativamente agli **ortopantomografi**, i dati derivanti da studi pubblicati tra il 2004 e il 2014 mostrano valori di DAP compresi tra 77 e 96 mGy cm².

La linea guida RP162 riferita ai criteri minimi di accettabilità delle apparecchiature radiologiche considera in ogni caso inaccettabile un valore di DAP per una panoramica superiore a 100 mGy cm², anche per pazienti adulti.

Referenza	Grandezza utilizzata	Dati	Tipologia di dato
Kim 2014 [10]	DAP	95.9 mGy cm ²	Valore individuato come terzo quartile della distribuzione dati di 28 centri coreani.
Hart 2009 [6]	DAP	82 mGy cm ²	Livello diagnostico di riferimento risultante dall'analisi dati di 3000 centri in Gran Bretagna.
Poppe 2007 [11]	DAP	75.4 mGy cm ²	Livello diagnostico di riferimento risultante dall'analisi dati di 50 centri in Germania.
Tierris 2004 [12]	DAP	77 mGy cm ² per DAP	Livello diagnostico di riferimento risultante dall'analisi dati di 62 centri in Grecia.

Valori di indicatori di dose riportati in letteratura per ortopantomografi utilizzati con pazienti pediatrici.

Raccomandazione 1

Gli ortopantomografi utilizzati frequentemente su pazienti pediatrici devono prevedere dei protocolli con campi di acquisizione e intensità del fascio radiante ridotti.

CEFALOMETRIA,

Per quanto riguarda le unità per **cefalometria**, sono stati individuati solo due studi con valori di DAP molto diversi tra loro.

Referenza	Grandezza utilizzata	Dati	Tipologia di dato
Kim 2014 [10]	DAP	121.3 mGy cm ²	Livello diagnostico di riferimento risultante dall'analisi dati di 20 centri in Corea.
Holroyd 2011 [13]	DAP	25 mGy cm ²	Livello diagnostico di riferimento risultante dall'analisi dati di 27 centri in Gran Bretagna.

Valori di indicatori di dose riportati in letteratura per unità per cefalometria utilizzate con pazienti

Raccomandazione 2

Le unità cefalometriche utilizzate frequentemente su pazienti pediatriche devono prevedere la possibilità di collimare il fascio sulla regione di interesse.

CONE BEAM (CBCT)

La **CBCT** ha trovato svariate applicazioni in tutti i campi dell'odontoiatria.

L'alta risoluzione della CBCT aiuta a rilevare la varietà di cisti, tumori, infezioni, anomalie dello sviluppo e lesioni traumatiche che coinvolgono le strutture maxillo-facciali.

È stato ampiamente utilizzato per valutare la malattia dentale e ossea nelle mascelle e le articolazioni temporo-mandibolari e la pianificazione del trattamento per gli impianti dentali.

La CBCT è classificato in unità di volume grandi, medie e limitate in base alla dimensione del loro campo visivo (**FOV**). La dimensione del FOV mostra il volume di scansione delle macchine CBCT. Dipende da vari fattori come la dimensione e la forma del rivelatore, la geometria della proiezione del raggio e la capacità di collimare il raggio. La collimazione del raggio limita l'esposizione alle radiazioni X nella regione di interesse e garantisce la selezione del FOV più favorevole, in base alla presentazione della malattia. I volumi di scansione più piccoli producono immagini ad alta risoluzione e riducono la dose di radiazioni efficace al paziente. La dimensione del campo irradiato è la principale limitazione dell'imaging a fascio cono di grandi dimensioni.

Le unità FOV (*Large field of view*) comprendono quelle CBCT con un FOV da 15-23 cm.

Queste unità sono utili principalmente nella valutazione del trauma maxillo-facciale, della diagnosi ortodontica e della pianificazione del trattamento, dell'analisi temporo-mandibolare (ATM) e delle patologie delle mascelle. Le unità FOV piccole (*FOV limitate*) di <10 cm con dimensioni di appena 4 cm × 4 cm sono adatte per l'imaging dento-alveolare e sono più vantaggiose per le applicazioni endodontiche.

Per le apparecchiature **CBCT**, a tutt'oggi, non esistono studi pubblicati con raccolte dati multicentriche di indicatori dosimetrici.

Nella seguente tabella si riportano i valori medi di DAP per protocolli pediatrici utilizzati su 10 apparecchiature CBCT diverse.

Referenza	Grandezza utilizzata	Dati	Tipologia di dato
Ludlow 2015 [1]	DAP	FOV large e medium 529 mGy cm ² FOV small mascellare 121 mGy cm ² FOV small mandibola 153 mGy cm ²	Valori medi derivanti dall'impostazione di protocolli pediatrici su 10 apparecchiature diverse.

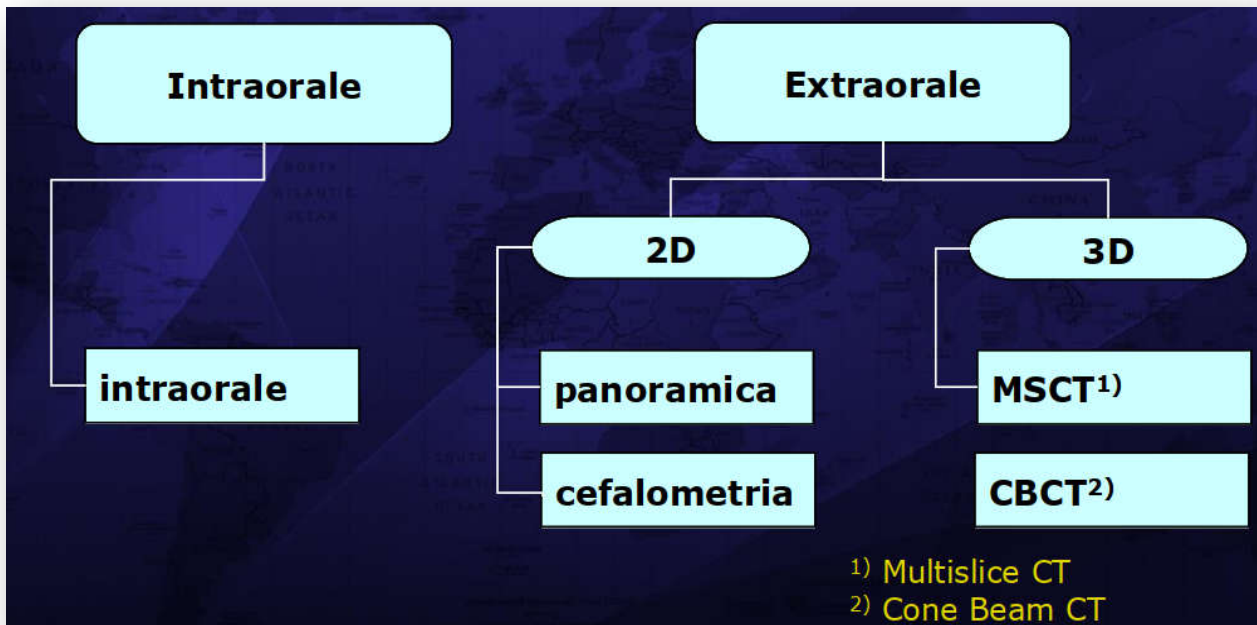
Valori di indicatori di dose riportati in letteratura per CBCT con protocolli per pazienti pediatrici.

Raccomandazione 3

Le unità Cone Beam CT utilizzate frequentemente su pazienti pediatrici devono prevedere la possibilità di utilizzare campi di vista -fields of view (FOV)- di dimensioni non superiori all'area di interesse diagnostico e di definire parametri di esposizione ridotti rispetto alle impostazioni previste per i pazienti adulti.

Raccomandazione 4

Il collare piombato contribuisce a ridurre significativamente la dose alla tiroide per tutti gli esami radiodiagnostici in odontoiatria, in età evolutiva. Nell'ambito della CBCT è particolarmente raccomandato per i campi estesi tranne che nei casi in cui, all'atto del posizionamento del paziente nell'apparecchio, il medico radiologo oppure lo specialista rilevino rischi di artefatti o possibili sovrapposizioni alle strutture anatomiche di interesse. Per quanto riguarda la cefalometria, l'uso è raccomandato nel caso non vi sia necessità di visualizzare strutture ossee al di sotto della seconda vertebra cervicale.



L'esame radiologico intraorale (endorale) fornisce informazioni sui denti e sui tessuti circostanti e comprende tre categorie: proiezioni periapicali / bitewing / proiezioni occlusali

viene usata prevalentemente per la valutazione della polpa e del canale radicolare.

L'imaging panoramico è stato introdotto negli anni 50 e produce una rappresentazione piatta delle curve delle mascelle.

Viene usata come radiografia di screening per valutare la dentizione e il supporto osseo.

Le radiografie cefalometriche mostrano l'intero lato della testa e aiutano a valutare le relazioni spaziali tra strutture craniche e dentarie.

Le indagini strumentali bidimensionali sono chiamate "elementi diagnostici di primo livello" mentre le tridimensionali sono chiamate "elementi diagnostici di terzo livello".

Il primo sistema digitale, introdotto in odontoiatria è stato l'RVG RadioVisioGraphy) della Trophy francese nel 1987.

Attualmente esistono tre tipi di radiografia digitale:

- Dispositivo con carica CCD (sistema indiretto)
- Semiconduttore di ossido di metallo CMOS (sistema diretto)
- Fosforo PSP (sistema indiretto)

Le radiografie periapicali e panoramiche bidimensionali sono abitualmente utilizzate in odontoiatria con alcune limitazioni che possono essere superate con l'impiego di tomografia a fascio conico, risonanza magnetica e ultrasuoni.

Dalle semplici radiografie periapicali intra-orali, si è passati alle tecniche di imaging avanzate come la **tomografia computerizzata**, la **tomografia computerizzata a fascio conico**, la risonanza magnetica e gli ultrasuoni.

Il passaggio dalla radiografia analogica a quella digitale ha reso il processo più veloce semplificando l'archiviazione, la manipolazione (luminosità, contrasto, ritaglio dell'immagine e il management dei file).

L'imaging tridimensionale ha reso le complesse strutture cranio-facciali più accessibili per l'esame e una diagnosi precoce ed accurata di lesioni profonde.

LIMITAZIONE DELLE IMMAGINI 2D

Le radiografie forniscono un'immagine bidimensionale di un soggetto tridimensionale.

Gli oggetti vengono valutati sul piano mesiale-distale e apicale-coronale mentre non vengono visualizzate quelle sul piano buccale-linguale.

TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA

Il primo scanner commerciale per tomografia computerizzata fu ideato e sviluppato nel 1972 da Sir Godfrey N. Hounsfield.

I primi prototipi di CBCT dentali sono stati realizzati alla fine degli anni 90 in Giappone (Arai) e in Italia (Mozzo).

Grazie alla disponibilità di rivelatori adeguati e all'aumento della capacità di calcolo degli elaboratori, c'è stata una esplosione di apparecchiature CBCT.

Lo scanner CT è costituito da un tubo radiografico collegato a una serie di rivelatori a scintillazione o camera di ionizzazione.

Il paziente viene fatto avanzare nell'apertura circolare del Gantry.

Conosciamo quattro generazioni di scanner CT.

L'unità di Hounsfield apparteneva alla prima generazione che utilizzava un singolo elemento rivelatore per catturare il fascio di raggi X.

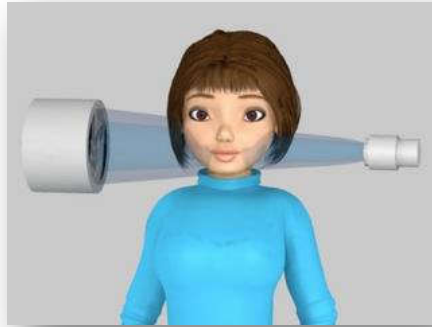
Alla seconda generazione introdotta nel 1975 appartengono gli scanner con più di un rivelatore e utilizzava un piccolo fascio a ventaglio.

Gli scanner della terza generazione, introdotti nel 1976, utilizzano un rivelatore a forma di un arco di grandi dimensioni che acquisisce proiezioni senza necessità di traduzioni.

Gli scanner di quarta generazione hanno un' intero arco di rivelatori e il tubo Tx ruota intorno al paziente mentre il rivelatore rimane fermo. Il loro costo è molto alto per cui non sono utilizzati.

Nella spirale CT il paziente viene spostato continuamente attraverso il gantry rotante e i dati vengono acquisiti come una spirale o elica .

La **tomografia computerizzata cone beam (CBCT)** o **tomografia computerizzata a fascio conico** è una tecnica di imaging biomedico in cui una tomografia computerizzata viene realizzata mediante dei fasci di raggi X a forma di CONO. (University of Manchester. Citing: J Can Dent Assoc 2006; 72(1); 75-80, [Technical Description of CBCT](#), su [sedentext.eu](#).)



La CBCT trova impiego oltre che nell'implantologia anche nell' endodonzia e nell'ortodonzia. Oltre all'utilizzo in ambito odontoiatrico e maxillo-facciale, trova utilizzo anche nelle procedure angiografiche, di radiologia interventistica e per la radioterapia immagine-guidata (IGRT) e non ultimo per l'utilizzo in campo osteoarticolare e veterinario (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22792858>)

Durante una scansione *cone beam*, lo scanner ruota attorno alla testa del paziente, ottenendo fino a quasi 600 immagini distinte. Il software raccoglie i dati e ricostruisce le immagini, producendo un volume digitale composto da voxel di dimensione isotropica dei dati anatomici acquisiti, che possono poi essere "ricostruiti" con software appropriati.

Le immagini TC vengono generate mediante conversione analogico-digitale dei segnali elettrici provenienti dai detettori.

ALGORITMO FELDKAMP

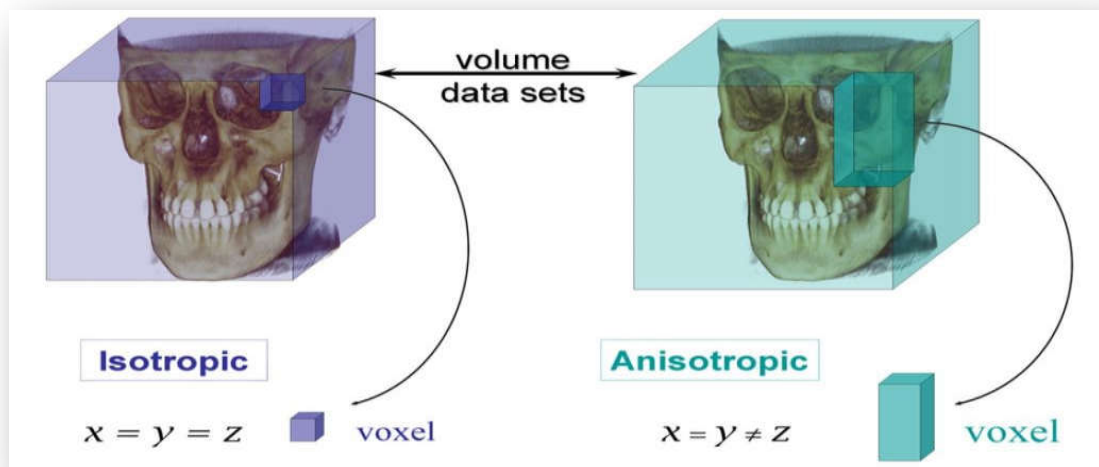
Una delle prime implementazioni dell' algoritmo su matrice 1024^2 di rivelatore per la ricostruzione di un volume di 1024^3 per un totale di 1.6 GB di dati, richiedeva un tempo di 90 minuti. (N. Sorokin, "An FPGA-based 3D Backprojector" Dissertation, Universitat des Saarlandes, 2003)

Oggi, con i nuovi calcolati, per la ricostruzione del volume sono necessari pochi secondi.

Nelle CBCT vengono di solito impiegate matrici di ricostruzione quadrate di $n \times n$ elementi (500 c.a oppure 200 c.a) detti voxel.

Il risultato finale è un'immagine tridimensionale, composta da una serie di voxel la cui dimensione è corrispondente alla risoluzione spaziale ed è intrinsecamente correlata con la dimensione dei pixel del detettore.

Solitamente la risoluzione è nell'ordine dei 0,09-0,4 mm e questo determina la dimensione del voxel che generalmente assume la caratteristica di essere *isotropico* e questo permette di poter ricostruire l'immagine su ulteriori piani o realizzare modelli grafici tridimensionali.



Confronto di insiemi di volumi di dati ottenuti isotropicamente (a sinistra) e anisotropicamente (a destra). Poiché l'acquisizione dati Tc Cone Beam dipende dalla dimensione dei pixel del rivelatore zona e non sulla acquisizione di gruppi di righe con traslazione sequenziale, i voxel compositivi sono uguali in tutte e tre le dimensioni, piuttosto che colonnari (altezza essendo diversa da larghezza e profondità)

Ciascun voxel quindi è costituito da un parallelepipedo di altezza equivalente allo spessore di strato e lato di base pari a

$$l = dFOV/n,$$

dove dFOV è l'ampiezza del FOV.

In altri termini il voxel è l'elemento costitutivo dell'immagine fisica, che è la rappresentazione spaziale delle densità degli elementi della matrice in cui viene riprodotta ciascuna sezione con spessore di strato definito.

Caratteristica della tecnologia CBCT è la isotropicità del voxel che quindi in ogni caso assume la forma di un cubo.

Una immagine relativa ad uno strato occupa uno spazio di memoria (espresso in bit) pari a

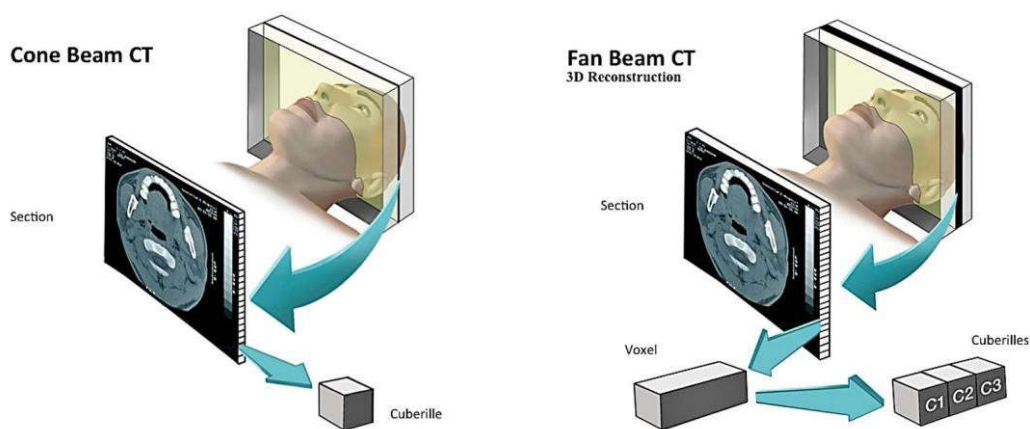
$$n^2d$$

ove d è la profondità in bit dell'immagine in toni di grigio.

Come accennato in precedenza, di norma si impiegano 7 matrici di 512x512 elementi e profondità di grigio di 12 bit (cui corrispondono 212 livelli di grigio).

Si ottiene così il FOV dato dall'insieme delle immagini bidimensionali che genera un volume di:

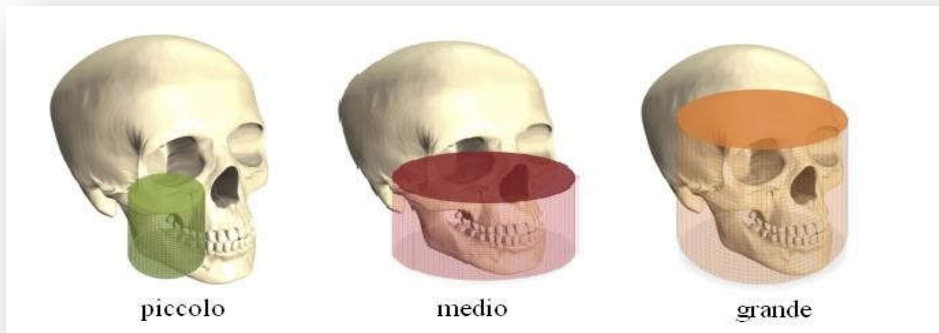
$$n \times n \times n \text{ voxel.}$$



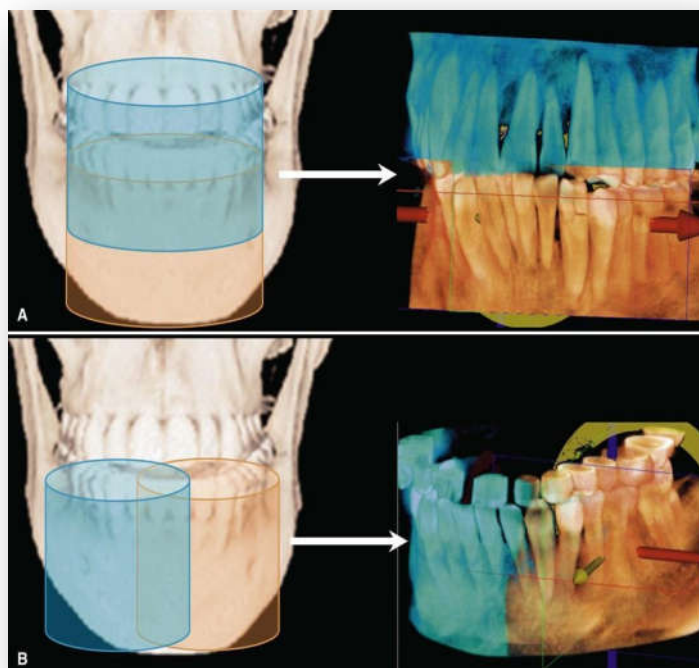
Come già detto, il fascio conico tipico della Tc Cone Beam è in grado di coprire tutto il Field of View (FOV), ovvero l'intera parte anatomica di interesse.

Tuttavia è necessario che quest'ultimo, per ragioni legate alla minor dose di radiazioni da somministrare al paziente, sia perfettamente collimato in base alle reali necessità cliniche del paziente in esame.

Per questo motivo, la maggior parte delle apparecchiature Tc Cone Beam sono in grado di operare con FOV di dimensioni diverse, impostati dall'operatore; per esempio per un esame che necessiti solo di un'indagine di una singola regione dento-alveolare o dell'articolazione temporo-mandibolare sarà sufficiente un campo di vista inferiore ai 5 cm, per una mascella o mandibola tra i 5 cm e i 7 cm, mentre per l'intera regione cranio-facciale si dovrà avere un FOV superiore ai 15 cm.



Per via dell'alto costo rappresentato dai detettori flat panel di grandi dimensioni, è difficile poter disporre di FOV maggiori con la tecnologia cone beam. Per ovviare a questo limite, alcune apparecchiature, dispongono di un sistema software in grado di ricostruire l'immagine congiungendo (stitching) quelle ottenute con due giri del tubo radiogeno e quindi circa raddoppiando il FOV massimo disponibile.



Le prime implementazioni utilizzavano un intensificatore di brillanza (IB), che era un sistema ingombrante mentre oggi vengono utilizzati Flat Panel e Falt CMOS.

RIVELATORE FLAT PANEL VS IB

Nel detettore cosiddetto Flat Panel gli elementi sensori sono un sottile strato di silicio amorfo (a-Si).

Il detettore Flat panel consiste di uno scintillatore (in genere allo CsI, ioduro di cesio) ed un fotosensore.

Il fotosensore consiste di fotodiodi e sistemi di switching.

Lo scintillatore converte i raggi X in un segnale ottico, che il fotodiodo converte in un segnale elettrico (sfruttando l'effetto fotoelettrico, per cui un metallo investito da un radiazione elettromagnetica cede elettroni), che a sua volta viene letto di un sistema di switching.

Il detettore a pannello piatto non genera distorsioni.

L'unico difetto è che non avendo un iride ottico come mezzo di aggiustamento per prevenire la saturazione dei pixel, a differenza degli intensificatori di immagine.

Ciò può causare un aumento degli effetti generati dal beam hardening (streak and ring artefatti).

I detettori ad intensificazione di immagine sono invece composti in questo modo.

I raggi X colpiscono da uno schermo ai fosfori (sono composti luminescenti), che investiti dai raggi X emettono un segnale ottico (fotoni).

Il segnale ottico è poi convertito in elettroni da un fotocatodo.

Essendo debole il segnale elettrico generato in questo modo, gli elettroni vengono accelerati e moltiplicati da un campo elettrico (generato dai cosiddetti diodi) e direzionati verso un nuovo schermo ai fosfori posto più all'interno che li trasforma di nuovo in un segnale ottico, però questa volta più intenso.

L'intensità del segnale ottico, adesso moltiplicata, è aggiustata da un iride ottico e alla fine catturato da un CCD (Charged Couple Device).

Tutto questo tragitto comporta una certa distorsione dell'immagine e un aumento del bagliore che tende a velare l'immagine.

Ciò si traduce così: i sensori Flat Panel generano un'immagine con meno rumore di un sensore a intensificazione di immagine.

L' ELABORAZIONE DEI DATI

I fotoni (luce) che si generano, allorché i raggi X colpiscono il materiale scintillante, vengono catturati dal sensore digitale, simile a quelli presenti nella macchine fotografiche digitali (CCD, CMOS, silicio amorfo, ecc.).

Il sensore, eccitato dalla luce, converte il segnale ottico (i fotoni) in segnale elettrico.

I sensori sono quindi dei trasduttori di segnale.

Il segnale elettrico viene convogliato ad un computer che trasformerà il segnale elettrico in numeri che, tramite l'applicazione di algoritmi matematici, sarà capace di mostrarci sul monitor l'oggetto analizzato in 3 dimensioni dando un valore di grigio ad ogni numero.

I numeri assegnati possono avere differenti scale.

Una della scale, ad es. quella usata da alcuni computer e monitor, è quella che va da 0 a 256.

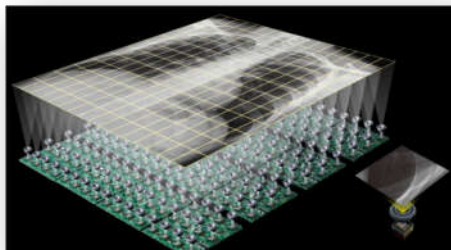
Allo 0 corrisponde il colore nero, e viene assegnato lo zero quando i raggi X arrivano a quella specifica parte del sensore senza essere attenuati, ad es. passando attraverso l'aria.

Il valore 256, che corrisponde al bianco, viene assegnato, invece, quando in un punto del sensore non arrivano raggi X, in quanto essi sono stati completamente attenuati (bloccati) da una sostanza densa quali ad es. l'osso.

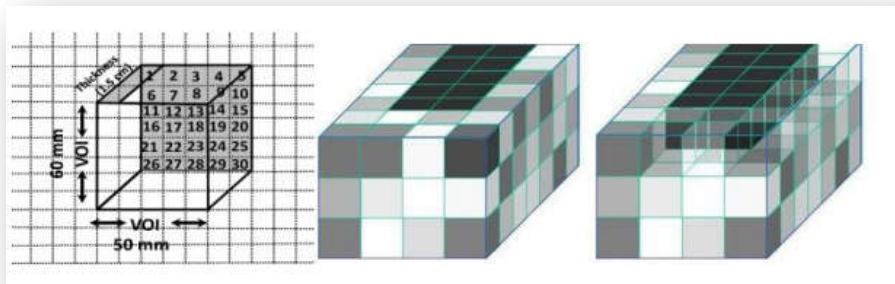
L'osso, poiché contiene il calcio, che è un metallo e quindi è capace di bloccare i raggi X, apparirà perciò di colore bianco (in quanto in quella zona il valore numerico assegnato sarà di 256).

Quindi i numeri da 0 a 256 indicano la quantità di attenuazione subita dai raggi X durante il loro percorso attraverso la parte del corpo esaminata. Danno perciò una indicazione della densità.

Qui sotto è mostrato un sensore digitale (CCD) che ha catturato un fascio di raggi X e che converte per mezzo di un computer le informazioni in scala di grigio sul monitor.



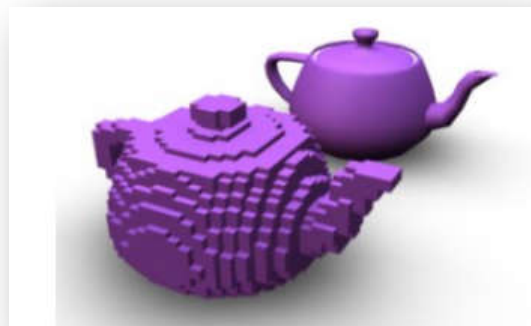
Mentre le tradizionali radiografie in due dimensioni vengono rappresentati sul monitor del computer come una puzzle di pixel, cioè tanti piccoli quadrati ognuno con un valore di grigio, la radiografia tridimensionale (la tomografia) permette la visualizzazione della parte del corpo in esame sul monitor come composta da tanti cubi, detti voxel, cioè un cubo con uno specifico valore di grigio.



Più il voxel è piccolo, più l'immagine sarà precisa e dettagliata.

Più il voxel è grande, più l'immagine apparirà quadrettata ed imprecisa.

Nell'immagine qui sotto lo stesso oggetto viene rappresentato con un voxel piccolissimo (tanto da apparire come nella realtà) ed un voxel più grande, più grossolano.



Una volta che la scansione Tc è stata acquisita, alcuni trattamenti di base e le misure sui dati impostati possono essere effettuati con il software fornito dai produttori.

I voxel nei tomografi cone beam, cioè quei cubi di cui è composta l'immagine radiologica tridimensionale, hanno una lato di 76 micron, mentre nelle T.C. spirali hanno un lato di 250 micron. Ciò significa che il voxel della T.C. cone beam ha un

volume inferiore e, quindi, la stessa immagine sarà composta da più voxel. Pertanto l'immagine sarà più dettagliata rispetto all'immagine ottenuta da una spirale. Qui sotto è mostrato come la densità dei voxel (cioè il numero di voxel per unità di volume esaminata) influenzi la qualità dell'immagine.



I produttori di apparecchiature Tc Cone Beam offrono la possibilità attraverso il loro software di convertire i loro formati proprietari in un esportabile file DICOM e questo è già un primo passo nella gestione delle informazioni 3D.

Quando ci affidiamo ad uno studio di imaging per la Tc Cone Beam, questa viene normalmente ivi eseguita, e viene fornito il paziente o il medico di un compact disc contenente il file DICOM.

Se il clinico possiede un apparecchio Tc Cone Beam, il suo software permette di esportare le immagini in formato DICOM.

Di solito il software fornito dal produttore possiede anche gli strumenti per la visualizzazione, il *landmarking* (determinare punti di riferimento), la *misurazione*, *registrazione*, *sovrapposizione*, e la *riformattazione* dei dati grezzi in immagini 3D rese (Volume Rendering).

Non devono essere sottostimate le implicazioni giuridiche di una acquisizione Tc Cone Beam del massiccio facciale totale, portando essa a temi di responsabilità per quanto riguarda la diagnosi della patologia al di fuori della regione di interesse.

In tali casi sembrerebbe dovuto il link fra chirurgo e radiologo proprio per evitare di sottostimare o misconoscere la patologia presente ma al di fuori del campo di interesse.

Tra il crescente numero di pacchetti software dedicato alla gestione e l'analisi delle immagini DICOM, i più conosciuti ed usati in ambito ortodontico sono:

- 3DMDvultus* (3DMD, Atlanta, GA)
- Maxilim* (Medicim, Mechelen, Belgium)
- Dolphin Imaging* (Dolphin Imaging & Management Solutions, Chatsworth, CA)
- InVivoDental* (Anatomage, San Jose, CA)
- SimPlant OMS* (Materialise, Leuven, Belgium)
- CMFApp* [Maurice Müller Institute (MEM), Bern, Switzerland]

Ci sono altri software ed applicazioni (anche freeware) disponibili per gestire i file DICOM.

Un'immagine 3D è composta da una pila di immagini 2D o fette.

Così come un'immagine 2D è composta di pixel, un'immagine 3D è composta di voxel.

Ogni voxel ha un valore a livello di grigio basato sul calcolo indiretto della quantità di radiazione assorbita, attraverso un algoritmo di retroproiezione-filtrata. La visualizzazione è basata su un filtro di soglia.

Questo filtro assegna un valore binario, trasparente o visibile, per ciascun voxel in base al valore di livello grigio.

L'utente definisce il valore critico che divide i voxel in visibile e invisibile.

Il risultato è un'immagine resa sullo schermo composto da tutti i voxel visibili.

L'operatore può visualizzare i dati impostati guardando la pila di fette o le immagini rese in 3D.

I computer possono riformattare l'immagine 3D, consentendo all'operatore di scorrere queste immagini 2D in qualsiasi direzione.

Le più comuni sono sagittale, coronale e assiale.

Tutti i sovra-nominati programmi permettono di scorrere attraverso la pila di immagini.

Un cursore rappresentato da 2 linee incrociate indica la precisa localizzazione nello spazio virtuale.

Il set di dati può anche essere ruotato, panoramizzato o zoomato per permettere la visualizzazione della regione di interesse.

Ad ogni angolazione, scala, o posizione, è possibile creare un'immagine resa 3D.

Molti filtri soglia possono essere applicati alla stessa immagine per distinguere tra tessuti diversi, ad esempio duri e molli.

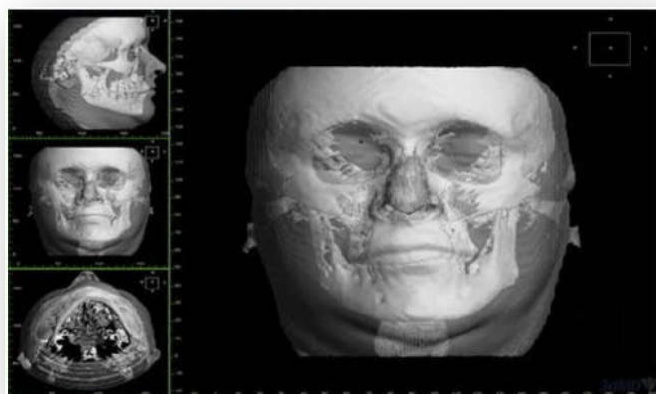
Fette in 2d nei tre piani dello spazio e immagine 3D resa (sopra a sinistra)



LA TRASPARENZA

La *trasparenza* (metodo di svanimento dell'immagine a vari scopi - per mostrare meglio qualsiasi testo che viene stratificato su di essa - per stratificare immagini una sopra l'altra - per cancellare o nascondere parte di una immagine per dare enfasi) può essere applicata anche per permettere la visione dei tessuti duri attraverso i tessuti molli.

Figura . La Trasparenza



Strumenti di *ritaglio* sono inoltre disponibili: questi permettono l'isolamento e la visualizzazione di specifiche regioni di interesse.

Ad esempio Dolphin Imaging permette un accurato studio della articolazione temporo-mandibolare poichè ha 2 filtri di soglia, uno per il menisco articolare e uno per le strutture.

È fondamentale anche comprendere che l'immagine 3D resa in *Volume Rendering* è il risultato di un valore di soglia immesso dall'utente.

La percezione visiva dell'operatore definisce ciò che è osso e ciò che è tessuto molle, e molti fattori possono influenzare questo: contrasto dell'immagine, rumore nell'immagine, individuale percezione visiva e la conoscenza preventiva di anatomia, tra gli altri.

Per una valutazione qualitativa, le immagini rese 3D sono adatte, ma, per una valutazione quantitativa, presentano molte sfide che devono essere ancora affrontate.

MISURAZIONI

Nelle radiografie convenzionali 2D le misurazioni vengono fatte tra punti di riferimento; essi possono derivare da:

- un punto di flesso in una linea curva
- il centro geometrico di una struttura
- la sovrapposizione di proiezione di strutture diverse
- la punta di una struttura
- il punto di attraversamento di 2 piani.

Nelle immagini 3D rese, le stesse misurazioni sono piuttosto difficili per vari motivi fra i quali la difficoltà nel localizzare punti di riferimento su una superficie curva in un'immagine 3D, in secondo luogo in quanto

l'immagine 3D resa dipende da molti fattori, tra cui il contrasto dell'immagine, il movimento durante l'acquisizione, la presenza di metallo che crea rumore, il rapporto segnale/rumore ed i filtri soglia applicati dall'operatore.

A causa di tutti questi fattori, ha senso che i punti di riferimento devono trovarsi nella pila di fette 2D piuttosto che nella 3D.

I molti studi scientifici che hanno affrontato l'argomento hanno ampiamente confermato la generale tendenza a considerare una buona precisione quando le misurazioni vengono eseguite nelle immagini 2D

(pila di fette - immagini segmentate) ed una scarsa considerazione se eseguite sulle immagini 3D rese.

CREAZIONE DI IMMAGINI 2D DAI FILES DICOM

In ortognatodonzia le misurazioni cefalometriche sono alla base della diagnosi, del follow-up e dell'ending del trattamento, queste ultime mediante la sovrapposizione dei cefalogrammi.

Dal pacchetto dicom, i software di riferimento, sono tutti capaci di ricostruire:

- Proiezione laterale
- Proiezione postero-anteriore
- Proiezione panoramica
- Tomogrammi ATM

Il procedimento inizia dall'immagine 3D resa dal pacchetto DICOM e prosegue mediante la corretta orientazione della testa del paziente nello spazio virtuale, esattamente come si comporta il tecnico di radiologia nella effettuazione della simile Rx.

Una volta ottenuta la corretta orientazione, applicando il filtro trasparenza viene ottenuta l'immagine 2D di riferimento.

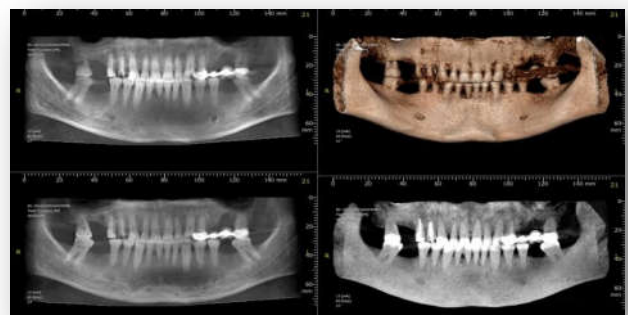
Il software di proprietà Dolphin Imaging permette anche di orientare automaticamente il cefalogramma lungo l'asse trans-porionico diminuendo le possibilità di errore di orientazione manuale intrinseche alle capacità dell'operatore.

La creazione di immagini panoramiche passa per il delineare lo strato focale, i limiti superiore ed inferiore e lo spessore di ricostruzione.

Cefalogramma LL e PA



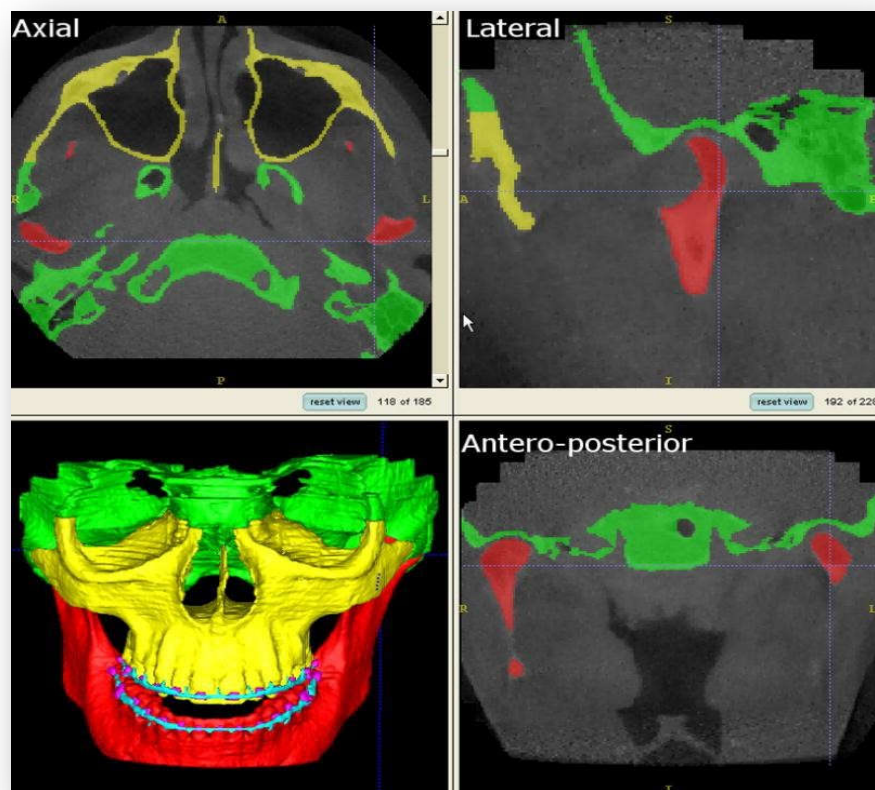
Panorex



SEGMENTAZIONE

Il processo di segmentazione delle immagini di Tc Cone Beam rappresenta uno stadio essenziale nella generazione di modelli 3D nella diagnosi e nel piano di trattamento dei pazienti: esso richiede la separazione di strutture ossee e/o molli e ad esempio la separazione di mascella e mandibola.

Figura Segmentazione



La segmentazione permette all'operatore di esportare ed importare modelli 3D da/e nell'interfaccia del software; ad esempio consente di combinare modelli digitali ottenuti tramite laser o scanner ottici con i dati Tc e retina dei tessuti molli ottenuti attraverso le telecamere 3D.

Queste immagini multimodali sono il fondamento dell'odontoiatria digitale, della prototipazione rapida, del design computer assistito e di applicazioni di produzione computer-assistita.

Una volta importato il pacchetto DICOM derivante dallo scan Tc nella interfaccia del software ci approntiamo ad identificare e delineare le strutture anatomiche di interesse.

In ortodonzia e chirurgia ortognatica, l'obiettivo della segmentazione è quello di ottenere una rappresentazione 3D dei tessuti duri e molli, di interesse per la pianificazione virtuale.

Nei vari software esistono metodi di segmentazione manuale, parzialmente automatizzata e totalmente automatizzata.

Per l'uso clinico di routine, la segmentazione completamente automatizzata è preferibile perché richiede solo limitata interazione con l'utente e molto veloce come tempistica di effettuazione.

Un modo semplice per segmentare le strutture ossee è il *thresholding* (confinamento delle soglie): esso classifica un voxel (elemento di volume di immagini 3D) in funzione solo sulla sua intensità.

Un certo intervallo di intensità è specificato da un valore di soglia inferiore ed uno superiore.

Ogni voxel appartiene alla classe selezionata (osso per esempio), se e solo se, il livello di intensità è entro l'intervallo specificato.

Il campo di valore appropriato deve essere selezionato per ogni paziente perché la densità ossea varia fra i pazienti ed i valori di intensità di osso possono variare tra apparecchiature diverse.

Il *thresholding* e quindi la segmentazione risentono degli artefatti di densità (valori vicinissimi alla soglia provocano "buchi" nei condili e aree di sottigliezza dell'osso corticale ad esempio a livello del ramo interno della mandibola e di gran parte del mascellare superiore) e artefatti metallici (apparecchi ortodontici, otturazioni, impianti, protesi con valori rientranti nell'intervallo soglia dei voxels provocando immagini "a stella").

La presenza di artefatti comporta un lungo ed estenuante lavoro di post-processing manuale per la loro eliminazione e quindi grandi tempi di effettuazione.

VISUALIZZAZIONE

Una volta eseguita la segmentazione esistono due metodi di visualizzazione nei software di planning cranio-maxillo-facciali (CMF planning software):

- metodi superficie-basati
- metodi volume basati

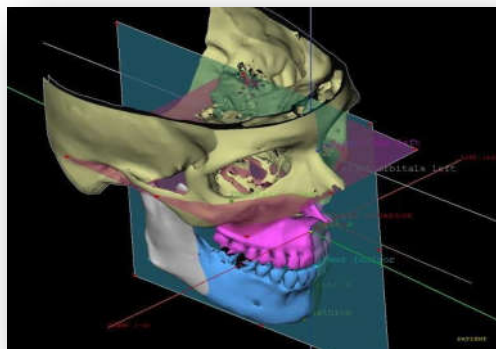
I primi hanno il pregio di una grande nitidezza nella ombreggiatura delle superfici facciali e la possibilità di importare nella vista anatomica elementi 3D (ad esempio impianti) se provenienti da elaborazione a maglia triangolare: infatti i metodi di visualizzazione superficie-basati prevedono obbligatoriamente la generazione di una immagine intermedia di superficie con caratteristica a maglia triangolare.

I metodi di visualizzazione volume-basati sono meno usati nei comuni CMF planning software perchè hanno come limitazione la difficoltà di stabilire i confini tra tessuti e assegnare i valori di colore/trasparenza adeguati ad ottenere la visualizzazione desiderata.

Inoltre, la densità dell'immagine per un dato tessuto può variare tra pazienti e tra apparecchi diversi.

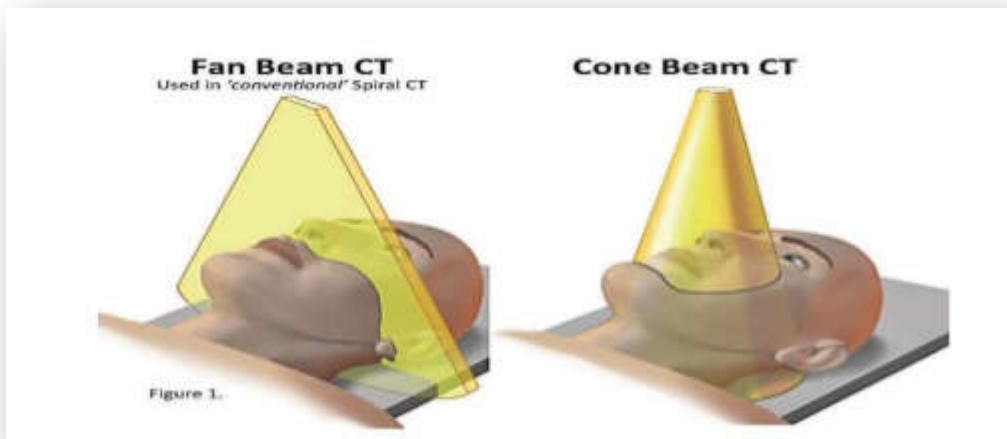
Il pregio di questi sta in un buon dettaglio e una diretta visualizzazione delle operazioni volumetriche in 3D ed anche direttamente sulle ricostruzioni cross sectional.

Per esempio le osteotomie virtuali possono essere eseguite sul set di dati immagine originale.



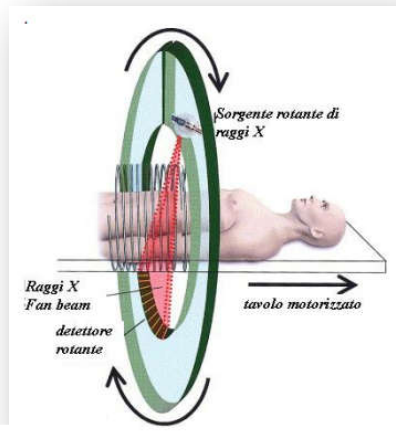
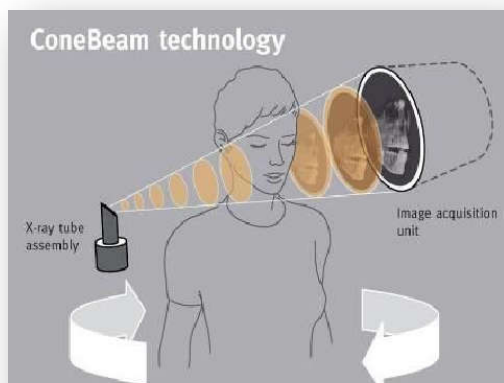
DIFFERENZE TECNICHE TRA TAC SPIRALE E TAC CONE BEAM

Le differenze tecniche fra Tc spirale e Tc cone beam consistono sostanzialmente nel fatto che quest'ultima utilizza un fascio radiante conico ed un detettore di ampia area, acquisendo così un ampio volume di immagini in una sola rotazione, mentre la Tc spirale usa un fascio molto sottile di raggi x che ruota più volte intorno alla testa del paziente e sensibilizza una serie di detettori e nel contempo il corpo del paziente viene fatto avanzare in continuazione.



Differenze fra Tc spirale e Tc Cone Beam

<https://raioxis.com/a-diferenca-entre-tomografia-fan-beam-e-cone-beam>



Anpeq Milano 2015 - Corso formazione

“Cone Beam CT dalla Progettazione alle misure”

Queste differenze di metodologia ci fanno capire che vi sono differenti esposizioni radianti per i pazienti numerosi studi clinici e sperimentali hanno ormai confermato che:

□ **con la Tc spirale**, in uno studio della mandibola o del mascellare superiore, **l'esposizione al paziente varia dai 200 ai 500 μSv** , in base alla macchina e tecnica utilizzata;

□ nella **CBCT** l'esposizione al paziente varia da **30-100 μSv** complessivi nel caso di esposizione doppia e simultanea di mandibola e mascellare

gli artefatti tecnici dovuti alla presenza di metallo nelle protesi a ponte o negli impianti risultano particolarmente accentuati nella Tc spirale e spesso danneggiano irreparabilmente la qualità dell'esame.

Proprio per le sue caratteristiche intrinseche, questo inconveniente è invece praticamente inesistente utilizzando la Tc cone beam.⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾

In conclusione, relativamente alle applicazioni in campo odontoiatrico e maxillo-facciale, la Tc cone beam si dimostra superiore alla Tc spirale per la maggior definizione delle sue immagini, per la minore esposizione alle dosi radianti, perché l'esame è generalmente più breve, con il paziente in posizione più comoda.

Cioè l'ampiezza dell'area esposta ai raggi x, come specificato al punto successivo, nella Tc cone beam è piuttosto piccolo e si limita alla sola area di interesse clinico, contrariamente agli ampi FOV della Tc spirale includenti generalmente almeno tutto il cranio del paziente.



FOV (Field of View)

In chirurgia orale l'introduzione della TC ha consentito al clinico di disporre di un'analisi radiologica affidabile per la progettazione degli interventi di maggiore difficoltà, quale l'avulsione di elementi dentari inclusi, l'enucleazione di lesioni cistiche, il recupero ortodontico-chirurgico di elementi inclusi o ritenuti.

I *terzi molari* inclusi inferiori contraggono spesso rapporti di contiguità anatomica con il nervo alveolare inferiore e il nervo linguale.

Le manovre di ostectomia, odontotomia, lussazione ed avulsione necessarie per rimuovere un terzo molare incluso inferiore possono ledere il nervo alveolare inferiore, con conseguenze importanti per la qualità della vita del paziente e per le ripercussioni medico legali che si ripercuotono sull'odontoiatra, oggi sempre di più in aumento.

Le tecniche radiografiche tradizionali, quale l'ortopantomografia, sono spesso insufficienti per progettare l'intervento chirurgico, perché rappresentano un'indagine bidimensionale che peraltro soprattutto nei settori posteriori delle ossa mascellari, forniscono una rappresentazione non in scala 1:1 delle strutture ossee prese in esame.

Lo stesso problema si riscontra per l'avulsione dei terzi molari inclusi superiori, che si trovano spesso in rapporti di vicinanza con il seno mascellare e la fossa pterigo-palatina.

Una manovra sbagliata in questa regione può comportare la migrazione dell'elemento dentario all'interno di queste strutture o creare una comunicazione oro-antrale che, se non correttamente gestita, può portare a situazioni gravi quali la pansinusite.

Ancora più emblematico è il caso delle *lesioni cistiche delle ossa mascellari* di dimensioni maggiori, che seppure dislocano le strutture nobili senza infiltrarle, possono rappresentare per il clinico una vera sfida perché durante l'intervento di enucleazione si può facilmente entrare in contatto con nervi e cavità naso-paranasali.

Nel campo del *recupero ortodontico-chirurgico degli elementi ritenuti o inclusi*, quali i canini superiori, un'indagine tridimensionale permette al chirurgo di individuare la strada più semplice e meno invasiva per raggiungere l'elemento

dentario e all'ortodontista di programmare i vettori di forza da applicare per trazione l'elemento.

Alla luce di questi elementi, oggi diventa impensabile effettuare un intervento di chirurgia orale senza una progettazione eseguita su un'immagine tridimensionale che consenta di visualizzare nei tre piani dello spazio le strutture chirurgiche da aggredire e i rapporti con le strutture anatomiche limitrofe da evitare o proteggere.

Spesso però la figura dell'odontoiatra ha mostrato reticenza a prescrivere al paziente indagini radiologiche di secondo livello, che comportano un alto assorbimento di radiazioni ionizzanti, e ha limitato l'uso di questo esame ai casi strettamente necessari.

La letteratura scientifica riporta casi clinici e studi retrospettivi di complicanze chirurgiche e di lesioni di strutture nobili che non era possibile prevedere da una semplice analisi bidimensionale radiologica.

L'avvento della CBCT (Tac Cone Beam) ha rappresentato un passo in avanti e ha permesso che l'esame Tc diventasse un esame di routine in chirurgia orale.

In *implantologia* permette di valutare qualità e quantità di osso disponibile e prevedere possibili cause di insuccesso mediante lo studio anatomico delle strutture da evitare durante l'inserzione delle fixtures.

La metodica poi trova indicazione selettiva per la progettazione di interventi chirurgici mediante protocollo "a doppia scansione".

Attraverso questa procedura, l'odontoiatra può effettuare un percorso diagnostico approfondito e programmare il posizionamento di impianti osteointegrati con un software di elaborazione di dati.

Il vantaggio principale è la possibilità di inserimento dei dispositivi implantari mediante chirurgia "flap-less" o a cielo coperto: con l'ausilio di una mascherina chirurgica di guida, realizzata sulla base del progetto digitale, diventa possibile inserire gli impianti nella posizione desiderata senza necessariamente allestire un lembo chirurgico.

Ne conseguono minor dolore postoperatorio, minor edema, assenza di punti di sutura, inserimento preciso dei dispositivi implantari.

Il protocollo prevede una doppia scansione: la prima del cranio del paziente che indossa una dima diagnostica costruita sulla base del progetto protesico finale desiderato e la seconda scansione della dima diagnostica all'esterno della bocca del paziente.

Questo procedimento permette di migliorare il dettaglio dell'immagine radiologica con un'acquisizione del dettaglio dentale più preciso, e consente all'operatore di programmare al computer la posizione degli impianti più consona al progetto protesico.

La sovrapposizione delle due immagini è resa possibile dalla presenza di reperi asimmetrici radiopachi in guttaperca all'interno della dima diagnostica.

Un software dedicato dell'apparecchiatura TC Cone-Beam riconosce i reperi radiopachi e sovrappone le immagini.

In *ortodonzia* consente una migliore programmazione clinica e in campo *oncologico* permette di definire l'estensione dei processi espansivi e la compromissione di strutture anatomiche vitali.

D'altra parte, il campo applicativo della Tc Cone Beam presenta ogni giorno nuove prospettive e indicazioni e rappresenta uno strumento potente e indispensabile per l'odontoiatra ed il chirurgo maxillofacciale.

Lo scopo di questa tesi è appunto quello di enfatizzare l'importanza della programmazione virtuale in chirurgia ortognatica mediante l'ausilio della Tomografia Computerizzata a fascio conico.

IMPIEGHI PRINCIPALI IN AMBITO ODONTOIATRICO

In ambito odontoiatrico la chirurgia ortognatica, o chirurgia dei mascellari, è quella branca della Chirurgia Maxillo-Facciale che permette la correzione di un ampio spettro di deformità o anomalie dello scheletro facciale e dei denti.

In alcune persone la mandibola e il mascellare possono crescere in modo non coordinato.

La chirurgia ortognatica necessita della collaborazione dell'ortodontista fondamentale al fine di creare due arcate dentali con potenzialità di combaciare perfettamente dopo opportuna chirurgia.

Il trattamento combinato ortodontico e chirurgico di solito richiede circa 18-24 mesi per essere completato.

Esso può essere diviso in quattro fasi:

- PIANIFICAZIONE DEL TRATTAMENTO*
- ORTODONZIA*
- PRE-CHIRURGICA*
- TRATTAMENTO CHIRURGICO*
- ORTODONZIA POST-CHIRURGICA*

La maggior parte delle volte il trattamento di chirurgia ortognatica coinvolge pazienti a fine crescita ma nei casi con presenza di residua crescita (e questo può essere risultante da una attenta analisi auxologica supportata da radiografie) si deve prendere in considerazione il fatto di una terapia ortopedica con apparecchiature funzionali al fine almeno di sfruttare il residuo di crescita a favore di una riduzione delle discrepanze mascellari scheletriche.

La valutazione e la quantificazione di queste ultime, in tutti i casi, rappresenta la base di *PIANIFICAZIONE DEL TRATTAMENTO*, che viene approvato in comune fra ortodontista e chirurgo; uno degli aspetti più salienti da esaminare è se è richiesto l'intervento chirurgico nella mandibola, nel mascellare o su entrambi e se la mandibola è da conservare in un sol pezzo o essere segmentata.

In ortodonzia pre-chirurgica i problemi possono presentarsi in senso *TRASVERSALE*, *VERTICALE* e *SAGITTALE*.

Sul piano *TRASVERSALE* le discrepanze devono essere considerate se sono dentali o scheletriche.

L'odontoiatria negli ultimi tre decenni ha visto enormi progressi nei principali metodi di imaging.

Le radiografie sono uno strumento diagnostico prezioso, in aggiunta all'analisi clinica nella diagnosi delle malattie dentali.

Il primo radiogramma dentale è stato preso dal Dr Otto Walkhoff nel gennaio 1896 nella sua bocca per un tempo di 25 minuti.

Da allora l'imaging dentale ha avuto enormi progressi e che possono essere classificate come: Intraorale e extraorale / Analogica e digitale / Bidimensionali e tridimensionali

ORTODONZIA

Le immagini CBCT sono state utilizzate nella valutazione ortodontica e nell'analisi cefalometrica. CBCT aiuta a determinare le angolazioni della radice, anche se le variazioni sono viste dalla vera anatomia.

La CBCT è uno strumento prezioso per valutare la crescita facciale, l'età, la funzionalità delle vie aeree e i disturbi dell'eruzione dei denti. CBCT può fornire una visualizzazione avanzata delle radici, rendendolo uno strumento prezioso per la valutazione del riassorbimento della radice pre e post-ortodonzia.

CBCT valuta il successo degli innesti ossei alveolari in pazienti con labbro

leporino e palato determinando la larghezza palato-buccale e consentendo la

In ortodonzia è utile soprattutto per due motivi:

- visualizzare i denti inclusi, difficili da visualizzare con le immagini bidimensionali, quali la ortopantomografia
- visualizzare l'inclinazione dei denti nei tre piani dello spazio ai fini della pianificazione del movimento
- visualizzazione della morfologia 3-D del ponte osseo. Kim et al hanno utilizzato CBCT per costruire guide di posizionamento per mini-impianti tra le radici di denti adiacenti in siti anatomicamente difficili.

ENDODONZIA

In endodonzia l'utilità della Tomografia Cone Beam è molteplice, in quanto permette di riconoscere l'anatomia canalare in maniera dettagliata, altrimenti impossibile con una tradizionale radiografia endorale bidimensionale.

Inoltre permette una precisa valutazione della stato osseo pariapicale.

Nel caso seguente è evidente come dalla Radiografia endorale non sia possibile valutare correttamente l'estensione del riassorbimento radicolare.

IMPLANTOLOGIA

La CBCT è stata utilizzata per la valutazione degli impianti dentali preoperatoria e postoperatoria.

Preoperatoriamente, può determinare con precisione la quantità e la qualità dell'osso disponibile per il posizionamento dell'impianto.

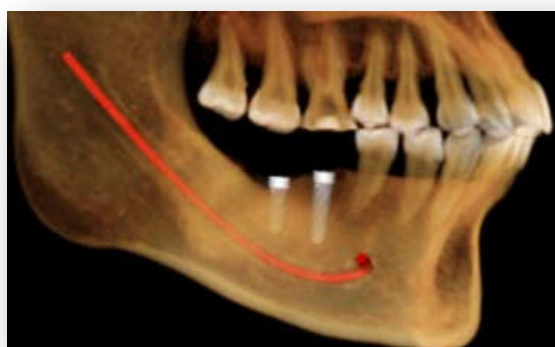
Fornisce inoltre informazioni più dettagliate e accurate dei tessuti vitali adiacenti, in modo che possano essere protetti durante il posizionamento dell'impianto dentale.

Heiland et al hanno descritto una tecnica in cui la CBCT è stata utilizzata intra-operativamente in due casi per navigare l'inserimento dell'impianto dopo il trasferimento osseo microchirurgico.

Le immagini tridimensionali ottenute tramite la tomografia computerizzata cone beam ritraggono in maniera accurata l'anatomia dei mascellari, permettendo una migliore pianificazione della posizione implantare nel rispetto delle strutture nervose e vascolari.

I vantaggi in implantologia possono essere così riassunti:

- valutazione della quantità e della qualità dell'osso disponibile
- localizzazione delle strutture vascolo-nervose (nervo mandibolare, nervo mentoniero, arteria linguale, ecc.)
- consente misurazioni precise in scala 1:1 con un errore medio di soli 0,2mm
- permette la pianificazione della chirurgia implantare computer-assistita



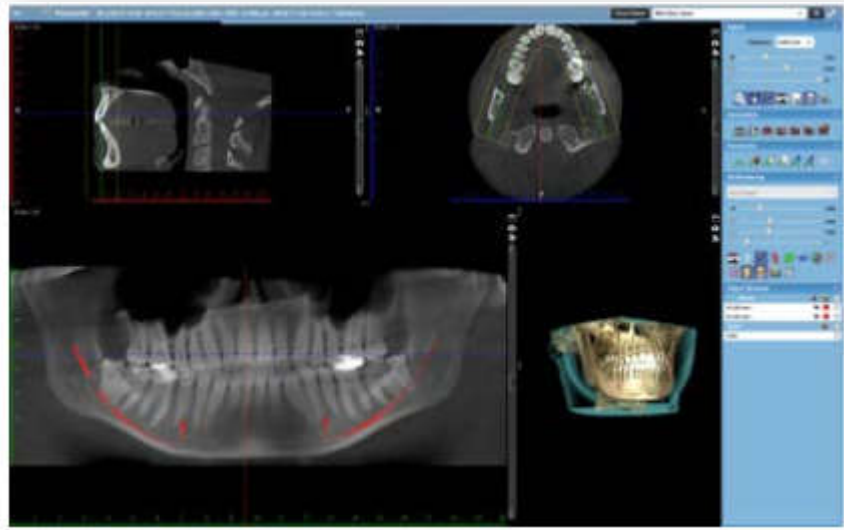
COME ESEGUIRE UNA TC CONE BEAM - CRITERI DI CORRETTEZZA

Le strutture oggetto di studio devono essere al centro del campo di vista. Studio delle due arcate dentarie:

visualizzazione delle due arcate, compresi buona parte dei seni mascellari e margine inferiore della mandibola.

Studio dell'arcata dentaria superiore: visualizzazione dell'arcata, dei seni mascellari e del margine incisale degli elementi dentari superiori.

Studio della mandibola: la visualizzazione dell'arcata deve comprendere il margine incisale degli elementi dentari inferiori e il margine inferiore della mandibola.

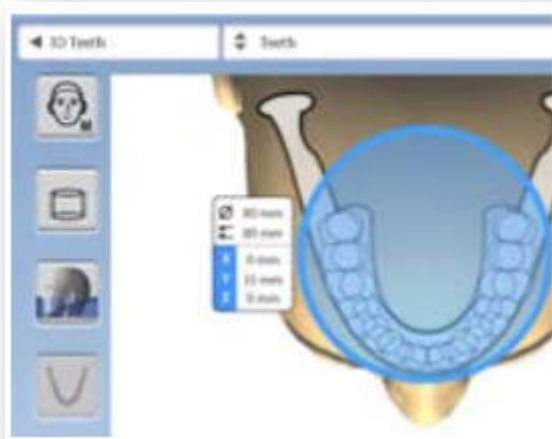


PREPARAZIONE PAZIENTE

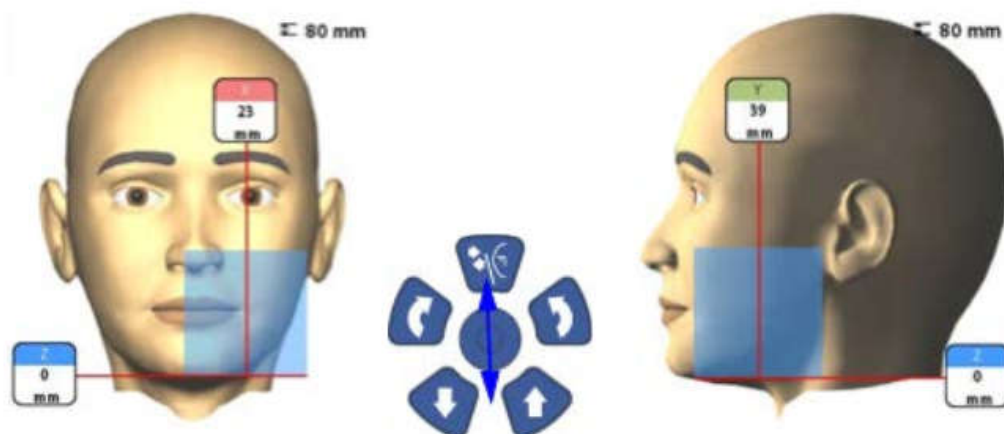
Identificare il paziente, informarlo sul rischio radiazioni e fargli firmare il consenso informato; nel caso di donne in età fertile accertarsi che non vi sia il rischio di una gravidanza in corso.

SCELTA DEL PROTOCOLLO

Le TC Cone Beam presentano in genere un'ampia variabilità in termini di protocolli di studio, parametri di esposizione (kV e mA), durata complessiva dell'esposizione pulsata, volume del campo di esposizione (FOV) e, di conseguenza, anche di range di dose, pertanto è necessario scegliere il



Servirsi dei laser o joystick di posizionamento per determinare l'estensione dello studio sia sul piano frontale che sul piano sagittale.



POST PROCESSING E OUTPUT DI VISUALIZZAZIONE

Bisogna considerare che ci sono tutta una serie di parametri che influenzano la qualità dell'immagine: parametri di acquisizione e di ricostruzione, metodi di rappresentazione e visualizzazione, etc. La definizione dell'immagine dipenderà dalla somma di risoluzione spaziale, risoluzione di contrasto, risoluzione temporale, dagli artefatti, dal rumore e dal grado di definizione.

Per ogni immagine è importante considerare il rapporto segnale-rumore: il segnale è la componente positiva, quella che effettivamente forma un'immagine di qualità ottimale corrispondente ai volumi acquisiti; il rumore è la componente che deteriora

la qualità dell'immagine, ed è presente perché nella catena di eventi che porta alla produzione dell'immagine ci sono una serie di passaggi che coinvolgono le diverse componenti elettromeccaniche dell'apparecchiatura, ed ogni componente influisce con una certa approssimazione su quella che sarà la rappresentazione dei dati dell'apparecchiatura TC cone beam.

È noto a tutti che anche i migliori processori per computer in commercio, per quanto eccezionali, presentano sempre un margine di errore.

Ciò sta a significare che il rumore è in parte dovuto agli errori di calcolo del computer.

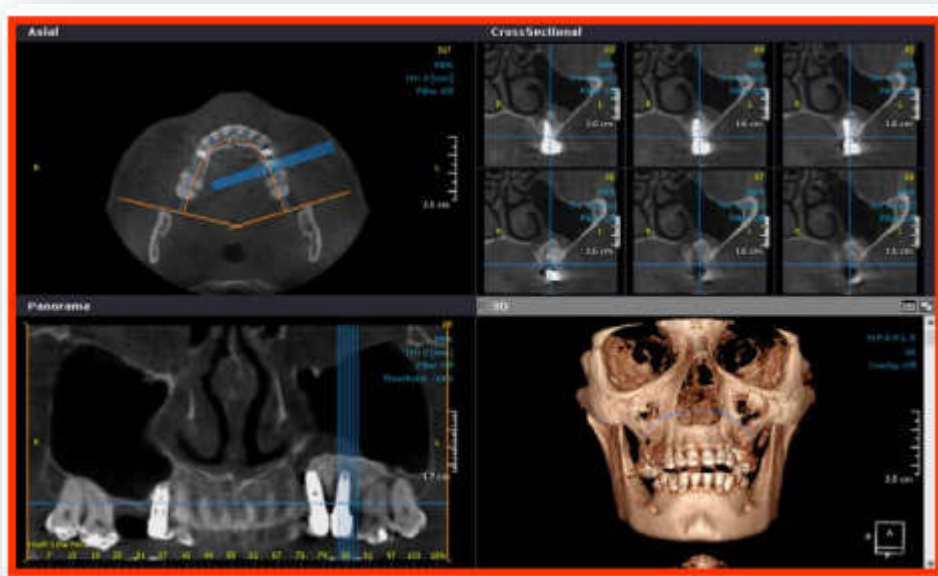


VISUALIZZAZIONE INTERATTIVA CROSS

I software di elaborazione delle immagini consentono una visualizzazione in cui il display è diviso in più quadranti, in genere quattro.

Nel primo quadrante vengono visualizzate le immagini assiali.

Scorrendo su e giù con la rotellina del mouse va scelta come immagine di riferimento l'assiale in cui si vedono maggiormente l'osso e le radici degli elementi dentari.



MPR (MULTIPLANAR RECONSTRUCTION)

È inoltre possibile salvare una elaborazione di navigazione multiplanare e 3D, particolarmente utile nello studio dei rapporti tra canale mandibolare e radici degli ottavi inferiori o nello studio di disodontiasi di altri elementi dentari, denti inclusi, ecc. Nel riquadro viene visualizzata l'assiale di riferimento, a partire dalla quale, si otterranno poi, una immagine sagittale della zona di interesse (ad es. emiarcata destra o sinistra), una sezione di interesse rappresentata sul piano coronale e una ricostruzione VR (volume rendering) dell'intera arcata. Nel caso di studio dei rapporti tra radici degli ottavi e nervo alveolare inferiore, ci si posiziona con il mouse sull'immagine assiale a livello delle radici dell'elemento dentario di interesse (riquadro in basso a sinistra), sul piano sagittale ci si posiziona sull'elemento dentario di interesse e ci si inclina sul suo asse verticale (riquadro in alto a destra), spostandosi di volta in volta su ognuna delle radici, in modo da vederne singolarmente il rapporto con il canale; sul terzo riquadro a questo punto è possibile avere una visione sul piano coronale della sezione di interesse e studiare l'inclinazione delle radici in senso vestibolare e palatale (riquadro in alto a sinistra), talvolta infatti radici che alla visione simil-panoramica sembrano intercettare il canale mandibolare, in realtà si trovano in posizione palatale rispetto al canale, che invece è più vestibolare, talvolta il canale decorre tra due radici o è avvolto da una radice uncinata, oppure il suo passaggio può interessare una sola radice, e così via.

E' utile segmentare l'immagine VR escludendo tutti gli elementi che non sono oggetto di studio, in modo da ruotarla per osservare il posizionamento delle

corone degli ottavi dall'alto, oppure per evidenziare meglio (anche con una variazione di threshold che rimuova tessuto e faccia vedere elementi ad elevata densità come i denti), la posizione di un canino in posizione palatale rispetto ad un altro elemento dentario, un elemento dentario distoverso, ecc.

Al termine dell'elaborazione le immagini possono essere esportate in formato Dicom.

I più comuni supporti ottici sono rappresentati dai DVD (*Digital Versatile Disk*), che per via della loro capienza (fino a 4 GB), consentono il caricamento delle assiali, delle varie elaborazioni effettuate dal radiologo e del software di visualizzazione e simulazione implantare comprendente eventualmente le librerie di impianti.

Possono anche essere esportati su DVD o PenDrive i soli dati grezzi, affinché si possa elaborarli mediante software diversi da quelli in dotazione della macchina con cui è stato acquisito l'esame.

CHIRURGIA ORALE

- Identificare relazioni tra i denti inclusi e le strutture anatomiche vascolari e nervose
- Visualizzare lesioni osteolitiche e caratterizzarle nei 3 piani dello spazio, così da progettare un più preciso accesso chirurgico



LO STANDARD DICOM

Il formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) è uno standard (cioè un insieme di regole) per la trasmissione tra apparecchiature diverse (macchine per acquisizione, computer, stampanti, archivi digitali, etc.) di dati digitali come immagini biomediche e di informazioni medico-sanitarie, mediante la definizione di un protocollo di comunicazione e facendo uso di tecnologie e protocolli di rete standard (Ethernet, TCP/IP).

I file DICOM possono essere scambiati tra due entità che possiedono la capacità di ricevere l'informazione (immagini e dati del paziente) nel formato DICOM.

Il formato DICOM è pubblico, nel senso che la definizione dello standard è accessibile a tutti.

Un file DICOM nella sua essenza può essere visto come un contenitore, questo standard non introduce nessun nuovo formato per le immagini (come i tipi jpeg, gif ecc.).

Sostanzialmente un file DICOM consiste quindi di un'intestazione (*header*) costituita da un insieme di attributi contenenti informazioni di varia natura e da un corpo dati atto a contenere una o più immagini.

IL LINGUAGGIO

I sistemi hardware utilizzano il sistema binario, composto di valori 0 e 1 (bit)

Il byte è un insieme di 8 bit.

Un byte può essere utilizzato per descrivere $2^8=256$ toni di grigio su un monitor.

Grossi volumi di dati, come le immagini. Richiedono milioni di bytes:

$$\text{KB} = 2^{10} = 1024$$

$$\text{MB} = 2^{20} = 1024^2$$

Lo standard DICOM definisce una base di 27 tipi di dati, denominati VR (Value Representation)

I VR possono avere lunghezza fissa o variabile, ma il nr di caratteri è sempre pari.

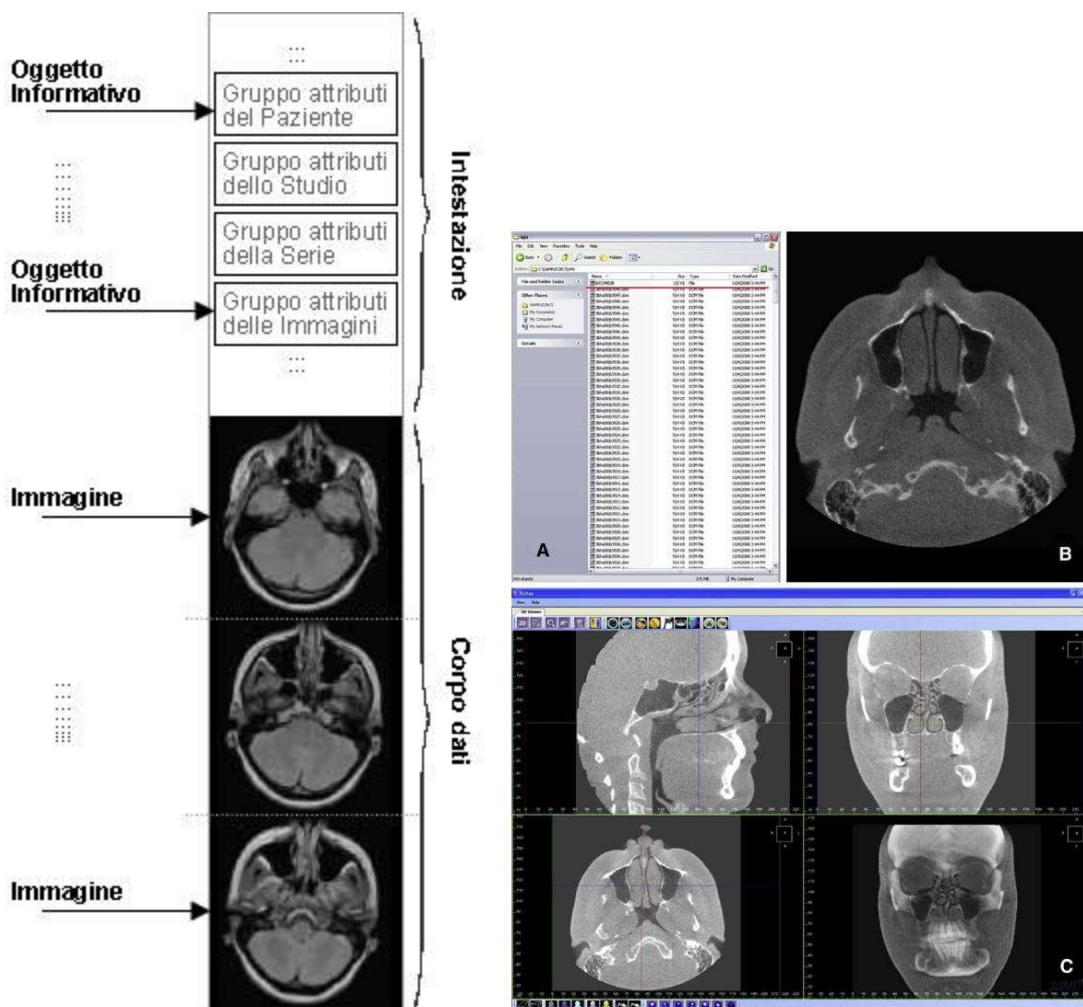
Gli elementi in radiografia digitale sono identificati da due gruppi esadecimali.

0010 è il gruppo che contiene le informazioni riguardanti il paziente (nome, peso, altezza, ecc)

0030 è il codice della data di nascita, che sarà identificata come 0010.0030

I gruppi di dati standard hanno sempre un numero di codice pari mentre i numeri di codice dispari corrispondono a dati specifici di singoli produttori.

- **nel primo gruppo** di attributi sono presenti informazioni tipo l'anagrafica del paziente (nome, ID, data di nascita, sesso, ecc.) sottoposto a indagine medica;
- **nel secondo gruppo** sono presenti le caratteristiche delle diverse metodiche di analisi (modalities) costituenti lo studio diagnostico (data, ora, medico referente, ecc.);
- **nel terzo gruppo**, definito serie, vengono raccolti i dati che descrivono le collezioni di immagini provenienti da ogni modalità diagnostica con i relativi
- **nel quarto e ultimo gruppo** è quello che contiene gli attributi descrittivi delle immagini come la dimensione della matrice, la profondità del pixel, l'interpretazione fotometrica ecc.



Gli elementi DICOM sono classificati come:

- mandatory (M) dati che devono essere presenti
- conditional (C) dati che devono essere presenti in certe condizioni
- user-defined (U) possono essere presenti o no

I comandi sono tutti codificati con il gruppo 0000

Lo standard DICOM considera l'immagine come un oggetto formato da una serie di attributi:

- larghezza
- altezza
- colore

ognuno con il proprio codice ed il proprio valore.

Le immagini sono organizzate come strutture ad albero in cui un oggetto ne contiene a sua volta altri.

Le immagini vengono archiviate secondo una gerarchia ben definita:

- ogni paziente può avere più studi
- ogni serie può avere più immagini

Ogni livello di questa gerarchia è definito da un UID

Le informazioni delle immagini sono contenute nel gruppo 0028.

Il campo 0028.0101 definisce i bit utilizzati per ogni pixel e quindi i toni di grigio a disposizione.

I dati relativi ai pixel si trovano nel campo 7FE0,0010 che costituisce circa il 95% delle dimensioni del file DICOM.

Se si considera una tipica immagine di 512 * 512 pixel con 12 bit per pixel, ogni immagine occupa

$$512 * 512 * 2 = 524288 \text{ byte}$$

Ogni studio comprende più immagini e quindi lo spazio di utilizzo può giungere ad impegnare volumi anche di 200MB per ogni paziente.

Per facilitare la gestione delle immagini lo standard DICOM supporta i principali algoritmi di compressione dell'immagine, che prendono i dati del campo 07FE,0010 e li compattano in forme più brevi.

Gli algoritmi di compressione si dividono in due categorie:

senza perdita o reversibile

con perdita o irreversibile

L'utilizzo di algoritmi di compressione può generare artefatti o blur.

La scelta dell'algoritmo di compressione dipende da:

uso che si intende fare delle immagini

memoria

larghezza di banda a disposizione

Nell'uso di algoritmi con perdita si utilizzano i seguenti fattori:

$$R_{\text{comp}} = \text{Dim}_{\text{originale}} / \text{Dim}_{\text{compresse}} < 10$$

Livelli di Grigio

Il numero di livello di grigio dipende dal numero di bit a disposizione nel file DICOM (es 10bit corrispondono a 2^{10} diversi toni di grigio), che determinano quindi la profondità dell'immagine.

Formati come jpg e bmp supportano solo 256 livelli di grigio.

ACCETTABILITÀ E PER I CONTROLLI DI QUALITÀ

(apparecchi a raggi x cone beam ct puri e ibridi)

Il presente protocollo è stato predisposto con riferimento al disposto dell'art.8 del Decreto Legislativo del 26 maggio 2000 n. 187.

I controlli di qualità delle apparecchiature radiologiche si inseriscono nell'ambito del più ampio "Programma di garanzia della qualità" e hanno l'obiettivo di verificare il corretto funzionamento delle stesse ed il mantenimento di tale stato. Il perseguimento di tale obiettivo garantisce che l'apparecchiatura radiologica sottoposta a tali controlli soddisfa anche i criteri minimi di accettabilità fissati dall'allegato V del citato Decreto Legislativo che stabilisce le condizioni indispensabili per permettere le funzioni per cui ogni apparecchiatura radiologica è stata progettata, costruita e per le quali viene utilizzata.

Il protocollo è istituito al fine del controllo di qualità delle apparecchiature radiologiche del tipo Cone Beam Computer Tomography e costituisce documento di riferimento, nel senso che il rispetto delle tolleranze riportate assicura anche la sussistenza dei requisiti minimi di accettabilità, ove applicabili. Le apparecchiature cone beam ct in ambito odontoiatrico a causa della diversità di tipologie di apparecchi in commercio, come approfondito nella sezione relativa all'inquadramento delle caratteristiche funzionali, si possono classificare in due categorie:

- Cbct puri** (consente solo acquisizioni 3D)
- Cbct ibridi** (consente acquisizioni 3D, 2D panoramiche ed eventualmente anche 2D cefalometriche)

La differenza tra questi due gruppi porta alla necessità che il protocollo per i Cbct ibridi sia esteso anche ad i controlli che si effettuano sulle acquisizioni 2D e sui sensori per il 2D qualora differenti da quelli per l'acquisizione volumetrica 3D

L'elaborato riporta:

- a) le procedure operative da seguire per la misurazione di ogni parametro;
- b) i valori di riferimento e le tolleranze per il rispetto dei criteri di accettabilità e per il controllo di qualità;
- c) la tipologia del controllo: prova di accettazione:

(1), controllo di funzionamento (stato)

(2), controllo di mantenimento (costanza)

(3). Nella fase di accettazione è prevista la misura di tutti i parametri compresi nel protocollo e l'eventuale verifica, nel caso in cui siano disponibili, dei parametri e delle tolleranze dichiarate dal costruttore

d) la periodicità dei controlli;

La distinta rappresenta la totalità dei controlli effettuabili; in funzione, delle caratteristiche specifiche dell'apparecchio e del carico di lavoro, delle effettive modalità di utilizzo, potranno essere eseguiti solo quelli più significativi, comunque sufficienti a esprimere un motivato giudizio di merito.

Per ogni funzione indicata viene riportata la periodicità del controllo di costanza.

Nel caso le prove di costanza non rispettino gli eventuali valori di riferimento è necessario, dopo i provvedimenti correttivi, eseguire una nuova prova di stato.

RIFERIMENTO TECNICO PER I CONTROLLI DI QUALITÀ

Può anche essere raccomandata la misurazione di parametri di qualità non riportati dai documenti scelti ma ritenuti significativi a motivo, per esempio, dall'evoluzione tecnologica.

I valori di riferimento e tolleranza e la periodicità del seguente protocollo seguono le indicazioni dei documenti tecnici di riferimento e quelle riportate dalla normativa per i requisiti minimi di accettabilità; in caso di mancanza di indicazioni potranno essere seguite quelle riportate nel manuale del costruttore.

Le prove relative alla verifica dei criteri minimi di accettabilità, e coincidenti con le misurazioni dei parametri previsti nei controlli di qualità e per le quali è contestualmente definita la periodicità, andranno anche effettuate nei casi di scadimento manifesto della qualità della prestazione e segnalata dal medico specialista.

I controlli di qualità sui monitor non sono di seguito riportati ma si rimanda alle specifiche linee guida nel caso in cui sia prevista la refertazione ovvero presso studi di radiologia, per l'attività complementare non si ritengono necessari.

Criteri minimi di accettabilità : valori soglia al di sotto dei quali l'apparecchiatura non accettabile (ai sensi del D.Lgs 187)

Controllo di qualità: valore tendenzialmente più restrittivo rispetto al criterio di accettabilità, che pertanto ne garantisce comunque il rispetto.

Relativamente ai controlli di qualità il protocollo prevede due diverse tolleranze (come riportato nel documento HPA-CRCE-010) che definiscono un “Livello d'intervento” e un “Livello di sospensione”.

Il Livello d'intervento:

il superamento di tale livello prescrive un intervento tecnico al fine di far rientrare nei parametri di qualità l'apparecchiatura senza la necessità di interrompere l'utilizzo.

Tale intervento deve essere previsto entro una specifica finestra temporale, da stabilire a seconda del parametro fuori tolleranza.

Il Livello di sospensione:

il superamento di tale livello, generalmente coincidente con il superamento di uno dei Criteri minimi di accettabilità, dispone la necessità di interrompere l'utilizzo quando vengono superate le tolleranze definite dai criteri minimi di accettabilità (definiti del D.Lgs. 187/00) ove previsti o i criteri minimi indicati dalle linee guida internazionali.

PROTOCOLLI CBCT PURI E IBRIDI

Tubo Radiogeno e generatore

La presente sezione riporta il protocollo previsto per la misura dei parametri del tubo radiogeno.

Il protocollo prevede la misura dei parametri in tutte le tecniche di lavoro in fase di accettazione;

per ognuna delle tecniche deve essere scelto un punto di riferimento (condizioni specifiche di lavoro rappresentative di quelle più utilizzate) che sarà verificato nelle successive prove di costanza.

QUALITÀ DELLA RADIAZIONE

Accuratezza dell'alta tensione

Procedura:	misura di diversi valori della tensione, mediante l'uso di strumentazione adeguata, nel range dei valori più utilizzati mantenendo fisso il valore della corrente. A.1 - La deviazione massima del valore indicato da quello effettivo
Val. di rif e toll.:	deve essere minore di $\pm 10\%$.

Livello di intervento: Lo scarto fra la tensione impostata e quella misurata, sulla forma d'onda, non deve essere superiore al $\pm 5\%$

Livello di sospensione: Lo scarto fra la tensione impostata e quella misurata, sulla forma d'onda, non deve essere superiore al $\pm 10\%$ o $\pm 10\text{kV}$

Precisione dell'alta tensione al variare della corrente

Procedura:	misura del valore della tensione utilizzato più frequentemente, mediante l'uso di strumentazione adeguata, variando il valore della corrente (ove possibile). A.2 - <i>Il coefficiente di variazione CV di misure ripetute di alta tensione,</i>
Val. di rif e toll.:	<i>al variare della corrente del tubo, deve essere minore di 0,1</i>

Livello di intervento/sospensione: *Il coefficiente di variazione CV di misure ripetute di alta tensione, al variare della corrente del tubo, deve essere minore di 0,1.*

Precisione della tensione

Procedura:	misura ripetuta di un valore della tensione scelto tra quelli utilizzati più frequentemente, mediante l'uso di strumentazione adeguata A.3. - Per misure ripetute, il coefficiente di variazione CV di misure ripetute di alta tensione
Val. di rif e toll.:	deve essere minore di 0,05

Livello di intervento/sospensione: Per misure ripetute, il coefficiente di variazione CV di misure ripetute di alta tensione deve essere minore di 0,05.

FILTRAZIONE TOTALE E STRATO EMIVALENTE (SEV)

Procedura:	Si determina il SEV con adeguata strumentazione. Si verifica quindi il rispetto dei valori minimi indicati nelle tabelle. A.4 - La filtrazione totale del fascio utile deve essere equivalente a
Val. di rif. e toll.:	non meno di 2,5 mm di Al.

Livello di intervento/sospensione: il valore del SEV non deve essere inferiore ai valori riportati in tabella 1a ed il valore della filtrazione totale in alluminio deve rispettare i valori di tabella 1b.

Tab. 1a

KVp MISURATI	MINIMO VALORE DI SEV (mm Al)
70	1.5
71	2.1
80	2.3
90	2.5
100	2.7
110	3.0
120	3.2

Tab. 1b

MASSIMA TENSIONE DI IMPIEGO	MINIMO VALORE DELLA FILTRAZIONE TOTALE (mm Al)
fino a 70 KVp compresi	1,5
Oltre 70 KVp fino a 120 KVp comp.	2,5

RADIAZIONE EMESSA

Intensità (Output o Rendimento)

Procedure:	misure ripetute di kerma in aria in corrispondenza del rivelatore dell'immagine impostando un tempo di esposizione normalmente impiegato; calcolo del rapporto tra i valori registrati ed i mAs impostati.
Val. di rif. e toll.:	Per tensioni del tubo a 80 kV, il rendimento deve essere superiore a 25 μ Gy/mAs ad 1 metro dal fuoco.

Livello di intervento/sospensione:

Per tensioni del tubo a 80 kV, il rendimento deve essere superiore a 25 μ Gy/mAs ad 1 metro dal fuoco. I valori misurati devono essere entro $\pm 20\%$ del valore di riferimento

Come valore di riferimento si indica che per generatori a fase singola il rendimento deve essere di $40 \pm 8 \mu$ Gy/mAs ad 80 kV e 1 metro dal fuoco con una filtrazione di 2,5 mm Al.

Per tutti gli altri generatori la potenza specifica emessa deve essere di $60 \pm 10 \mu$ Gy/mAs ad 80 kV e 1 metro dal fuoco con una filtrazione di 2,5 mm Al.

Per tensioni diverse dagli 80 kV e filtrazioni diverse dai 2,5 mm Al annotare il valore misurato e verificarlo nelle successive prove di costanza.

Precisione del rendimento

Procedure:	misure di kerma in aria in corrispondenza del rivelatore dell' immagine impostando un tempo di esposizione normalmente impiegato.
Val. di rif. e toll.:	A.6 -Il coefficiente di variazione CV di misure ripetute di rendimento deve essere minore di 0,2.

Livello di intervento Il coefficiente di variazione CV di misure ripetute di rendimento deve essere minore di 0,2.

Livello di sospensione: coefficiente di variazione CV di misure ripetute di rendimento deve essere minore di 0,2.

Precisione del rendimento al variare della corrente

Procedure:	misura di kerma in aria in corrispondenza del rivelatore dell' immagine impostando un tempo di esposizione normalmente impiegato e variando la corrente (ove possibile). Calcolo del rapporto i valori di kerma registrati ed i mAs impostati
Val. di rif. e toll.:	Il coefficiente di variazione CV di misure ripetute di rendimento, al variare della corrente, deve essere minore di 0,15

Livello di intervento/sospensione Il coefficiente di variazione CV di misure ripetute di rendimento, al variare della corrente, deve essere minore di 0,2.

Precisione del rendimento al variare del tempo di esposizione

Procedure:	misura di kerma in aria in corrispondenza del rivelatore dell'immagine impostando un valore di corrente normalmente impiegato e variando il tempo di esposizione (ove possibile). Calcolo del rapporto tra i valori di kerma registrati ed i mAs impostati.
Val. di rif. e toll.:	Il coefficiente di variazione CV di misure ripetute di rendimento, al variare del tempo, deve essere minore di 0,2.

Livello di intervento/sospensione: Il coefficiente di variazione CV di misure ripetute di rendimento, al variare del tempo, deve essere minore di 0,2.

Parametri esposizione pulsata

Procedure:	In tecnica Cone Beam verificare i parametri caratteristici della esposizione pulsata quali: rateo di dose, numero di pps, dose per pps, dose integrata.
Val. di rif. e toll.:	Q.9 Livello di intervento: I valori misurati devono essere entro $\pm 20\%$ del valore di riferimento.

MINIMA DISTANZA FUOCO-PELLE

Procedure	misura della minima distanza fuoco – pelle per le diverse tecniche di lavoro.
Val. di rif. e toll	La minima distanza fuoco - pelle deve essere 20 cm.

RADIAZIONE DI FUGA

Procedura:	misura della radiazione di fuga uscente dalla struttura di protezione, ad una distanza di 1 m dal fuoco, in un'ora, in condizioni di carico massimo, dopo aver schermato l'uscita del fascio con almeno 6 mm di Pb, in varie posizioni intorno al complesso tubo-guaina.
Val. di rif. e toll.	La radiazione di fuga deve essere inferiore a 1 mGy in un'ora

Livello di intervento/sospensione: La radiazione di fuga deve essere inferiore a 1 mGy in un'ora

DIMENSIONE DELLA MACCHIA FOCALE

Procedure	In modalità antepima (ove possibile) stimare la dimensione delle macchie focali con star pattern o metodi simili. I valori ottenuti non possono essere considerati come misure
------------------	--

	assolute delle dimensioni della macchia focale, ma essere utilizzati comunque per confronto nelle prove successive [immagine di riferimento
Val. di rif. e toll.:	Verificare che le dimensioni rientrino nei livelli di tolleranza accettati per le tolleranze si fa riferimento della Norma tecnica italiana specifica CEI 62-1, qui di seguito riportata:

Livello di intervento – Periodicità: Solo in accettazione o in prova di funzionamento da eseguire se si riscontra un manifesto deterioramento della risoluzione spaziale.

VALORINOMINALI DELLA MACCHIA FOCALE	VALORI AMMISSIBILI LARGHEZZA [mm]	VALORI AMMISSIBILI LUNGHEZZA [mm]
0,3	0,30 ... 0,45	0,45 .. 0,65
0,4	0,40 ... 0,60	0,60 .. 0,85
0,5	0,50 ... 0,75	0,70 ...1,1
0,6	0,6 ... 0,9	0,9 ... 1,3
0,7	0,7 ... 1,1	1,0 ... 1,5
0,8	0,8 ... 1,2	1,1 ... 1,6
0,9	0,9 ... 1,3	1,3 ... 1,8
1,0	1,0 ... 1,4	1,4 ... 2,0
1,1	1,1 ... 1,5	1,6 ... 2,2
1,2	1,2 ... 1,7	1,7 ... 2,4
1,3	1,3 ... 1,8	1,9 ... 2,6
1,4	1,4 ... 1,9	2,0 ... 2,8
1,5	1,5 ... 2,0	2,1 ... 3,0
1,6	1,6 ... 2,1	2,3 ... 3,1
1,7	1,7 ... 2,2	2,4 ... 3,2

CONTROLLI E INDICATORI DI FUNZIONAMENTO

Procedure	Effettuare verifica visiva e funzionale.
Val. di rif. e toll.:	

Livello di intervento - Per prevenire radiazioni indesiderate, sul pannello di comando deve essere presente l'indicazione degli stati di funzionamento e del tubo preselezionato (stato di pronto, stato di emissione, tubo prescelto, funzionamento automatico) e devono essere previsti i mezzi per interrompere l'emissione della radiazione e per scegliere fattori di carico adeguati. Occorre verificare l'esistenza e l'efficienza dell'interruttore ad "uomo presente". Nel caso in

cui non fosse presente tale tipo di interruttore deve essere possibile interrompere l'esposizione mediante apposito comando, sia dall'operatore che dal paziente

COLLIMAZIONE DEL FASCIO

Procedure	misura mediante pellicole radiografiche, pellicole gafchromic o schermo fluorescente della dimensione in ingresso del rivelatore. (da eseguire in modalità panoramica e CBCT)
Val. di rif. e toll.:	

Livello di intervento / sospensione (sedentex)

Verificare che il fascio abbia una collimazione tale da essere completamente contenuto nell'area utile del ricevitore d'immagine.

CAMPO DI VISTA (FOV)

Procedure:	misura mediante pellicole radiografiche, pellicole gafchromic o schermo fluorescente della dimensione in ingresso del rivelatore. Livello di intervento / sospensione (HPA - sedentex)
Val. di rif. e toll.:	

Per la tecnica Cone beam verificare che i campi di vista generalmente impiegati (FOV) corrispondano a quello misurato, utilizzando eventualmente il fattore di ingrandimento fra isocentro e detettore d'immagine (ove possibile). La differenza deve essere $\leq 10\text{mm}$ o il 10 % della dimensione nominale del FOV.

ALLINEAMENTO DEL FASCIO IN CONE BEAM (Centraggio raggi X –centro laser)

Procedure:	posizionare un oggetto radiopaco all' isocentro definito dall'incrocio dei laser e verificare, mediante il software di lettura delle immagini, la distanza dall 'isocentro reale. Livello di intervento/sospensione: : i centri devono essere allineati con una precisione del 2% della distanza fuoco-ricevitore di immagine.
Val. di rif. e toll.:	

TEMPORIZZATORE

Tempo di esposizione

Procedura:	misura del tempo di esposizione nel range dei valori più utilizzati. In caso di esposizione pulsata in cui non sia indicato il tempo complessivo (controllo opzionale) di emissione rx può essere utilizzato il tempo dell'anteprema (se disponibile)
Val. di rif. e toll.:	Il tempo deve essere compreso entro il $\pm 10\%$ del tempo di esposizione indicato.

Livello di intervento/sospensione: Lo scarto tra il tempo indicato dal temporizzatore e quello misurato deve essere compreso entro il $\pm 10\%$.

INDICE DI DOSE

Dose in aria all'ingresso del ricettore d'immagine

Procedura:	misurare il rateo di dose in aria e/o dose integrata all'ingresso di ricettore di immagine nelle condizioni di esposizione medie utilizzate per un paziente normotipo.
Val. di rif. e toll.:	I valori misurati devono essere entro $\pm 10\%$ del valore di riferimento
Livello di intervento:	

Livello di sospensione: I valori misurati devono essere entro il 20% del valore di riferimento

INDICI DI DOSE "CTDI"

Procedura:	Eeguire solo in fase di collaudo se presenti dei valori di riferimento della ditta. Mediante opportuna strumentazione secondo le modalità indicate dalla ditta costruttrice (ove disponibili).:
Valori di rif. e toll.:	

Livello di intervento/sospensione Il valore di CTDI misurato non deve differire di più del $\pm 40\%$ dal valore indicato dalla ditta costruttrice.

PRODOTTA DOSE AREA DAP

Procedura:	Calcolare o misurare il prodotto dose area nelle condizioni di esposizione medie utilizzate per un paziente normotipo.
Valori di rif. e toll.:	

Livello di intervento/sospensione: Il valore misurato deve essere inferiore a 2 x "dose auspicabile" (*) (*) Sedentex propone il valore di 250 mGy cm² per impianto ad un primo molare superiore in un paziente normotipo adulto con FOV 4 x 4cm.

QUALITA' IMMAGINE CBCT

Uniformità ed Artefatti

Procedura:	Acquisire un'immagine di un fantoccio di densità uniforme. Selezionare 4 ROI posizionate nei 4 quadranti del fantoccio ed una quinta al centro. Le ROI devono essere almeno da 100mm ² e non devono essere sovrapposte. L'uniformità si ottiene dalla media delle differenze percentuali tra il numero CT medio della ROI centrale e i numeri CT medi delle altre 4 ROI. Salvo che alternativi posizionamenti delle ROI siano indicati dalla ditta costruttrice. Verificare l'assenza di artefatti che compromettono la qualità dell'immagine
Valori di rif. e toll.:	

Livello di intervento/sospensione: Le differenze ottenute durante le prove di costanza non dovrebbero variare per più del 10% rispetto al valore di riferimento, o secondo specifiche della ditta.

Presenza di artefatti che compromettono la qualità dell'immagine

RISOLUZIONE SPAZIALE

Procedura:	Acquisire un'immagine del fantoccio con mire di frequenza spaziale variabile. Determinare visivamente la minima frequenza distinguibile. Se l'oggetto del test lo consente, misurare la funzione di trasferimento di modulazione (MTF).
Valori di rif. e toll.:	

Livello di intervento/sospensione: Deve essere visibile il set di mire successivo o precedente, in frequenza, rispetto a quello di riferimento. Per MTF deviazione della baseline $\leq \pm 20\%$.

MISURAZIONE DELLA DISTANZA

Procedura:	Acquisire un'immagine del fantoccio con oggetti a distanza e/o angoli noti. Misurare distanze e angoli, ove possibile nelle tre dimensioni e su distanze non maggiori di 5cm. Comparare i risultati con quelli di riferimento.
Valori di rif. e toll.:	

Livello di intervento/sospensione: Le differenze devono essere inferiori a 0.5mm rispetto al valore di riferimento, o secondo specifiche della ditta.

RUMORE

Procedura:	Acquisire un'immagine a densità uniforme con un fantoccio ad acqua o PMMA. Selezionare una regione di interesse (ROI) al centro dell'immagine (salvo che alternativi posizionamenti delle ROI siano indicati dalla ditta costruttrice) con dimensione pari al 40% del diametro del fantoccio. Misurare la deviazione standard della ROI selezionata nella slice trans-assiale
Valori di rif. e toll.:	

Livello di intervento: Le differenze devono essere inferiori o uguali al 10% rispetto al valore di riferimento, o secondo specifiche della ditta.

Livello di sospensione: Le differenze devono essere inferiori o uguali al 25% rispetto al valore di riferimento, o secondo specifiche della ditta.

VALORI DI DENSITÀ (VALORI DEI NUMERI CT)

Procedura:	Acquisire un'immagine di un fantoccio ad acqua (o acqua equivalente) ed un materiale ad alta densità (o in assenza di un fantoccio usare l'aria) utilizzando un FOV di scansione adatto al fantoccio. Disegnare una ROI in acqua e sul materiale a diversa densità utilizzando e valutare il numero CT.
Valori di rif. e toll.	

Livello di intervento: Le differenze devono essere inferiori o uguali al 10% rispetto al valore di riferimento, o secondo specifiche della ditta.

Livello di sospensione: Le differenze devono essere inferiori o uguali al 25% rispetto al valore di riferimento, o secondo specifiche della ditta.

Acquisire l'immagine di un fantoccio con inserti di materiale differente. Disegnare una ROI e ripetere la ROI per tutti i materiali di densità diversa. I valori medi devono essere confrontati con i valori di riferimento

RISOLUZIONE DI CONTRASTO (BASSO CONTRASTO)

Procedura:	Valutare visivamente il numero di inserti a basso contrasto visibili.
Valori di rif. e toll.:	

Livello di intervento/sospensione: Il numero di inserti visibili non essere inferiore per più di un inserto rispetto al valore di riferimento.

PERSISTENZA DI IMMAGINI LATENTI

Procedura:	Acquisire immagine a campo visivo vuoto (ove possibile) dopo aver acquisito l'immagine con oggetto radiopaco e verificare l'assenza immagini latenti.
Val. di rif. e toll.:	

Livello di intervento/sospensione: Non devono essere presenti artefatti dovuti ad immagini latenti

(CBCT IBRIDI) : QUALITA' IMMAGINE PANORAMICA (2D)

Distorsione dell'immagine

Procedura:	Acquisire immagine con fantoccio apposito e verificare l'assenza di distorsioni nell'immagine panoramica.
Val. di rif. e toll.:	

Livello di intervento/sospensione: Assenza di distorsione visiva nell'immagine.

Persistenza di immagini latenti

Procedura:	Acquisire immagine a campo visivo vuoto dopo aver acquisito l'immagine con oggetto radiopaco e verificare l'assenza immagini latenti.
Val. di rif. e toll.:	

Livello di intervento/sospensione: Non devono essere presenti artefatti dovuti ad immagini latenti.

(CBCT IBRIDI): QUALITA' IMMAGINE TELECRANICA (2D)

Allineamento condili In Telecranio

Procedura:	effettuare una esposizione in tecnica telecranio con parametri adeguati. Misurare il disallineamento dei supporti per il posizionamento dei condili
Val. di rif. e toll.:	

Livello di intervento/sospensione: - Il disallineamento massimo dei condili deve essere entro lo 0.5% della distanza fuoco - riceettore

RISOLUZIONE SPAZIALE

Procedura:	Acquisire un'immagine del fantoccio con mire di frequenza spaziale variabile. Determinare visivamente la minima frequenza distinguibile
Valori di rif. e toll.:	

Livello di intervento/sospensione: Il numero di inserti visibili non essere inferiore per più di un inserto rispetto al valore di riferimento.

RISOLUZIONE DI CONTRASTO (BASSO CONTRASTO)

Procedura:	Valutare visivamente il numero di inserti a basso contrasto visibili.
Valori di rif. e toll.:	

Livello di intervento/sospensione: Il numero di inserti visibili non essere inferiore per più di un inserto rispetto al valore di riferimento.

Collimazione del fascio

Procedura:	misura delle dimensioni e dell'allineamento del fascio x mediante esposizione di una pellicola (o di uno schermo fluorescente) posta sulla cassetta o sul rivelatore
-------------------	--

ENALISI DELLE IMMAGINI DICOM CON L'USO DEL SOFTWARE IMAGEJ

Il software IMAGEJ® opensource può essere scaricato gratuitamente dal sito

<https://imagej.nih.gov/ij/download.html>

Per l'utilizzo del software occorre scaricare una serie di plugins in aggiunta a quelli di default.

Per il calcolo della MTF (mediante la tecnica detta "Slanted Edge MTF") occorre scaricare il plugin SEMTF X2NYQUIST dall'indirizzo

<https://imagej.nih.gov/ij/plugins/se-mtf/index.html> .

Per visualizzare le immagini DICOM si può scaricare il software opensource MICRODICOM® all'indirizzo <http://www.microdicom.com/>

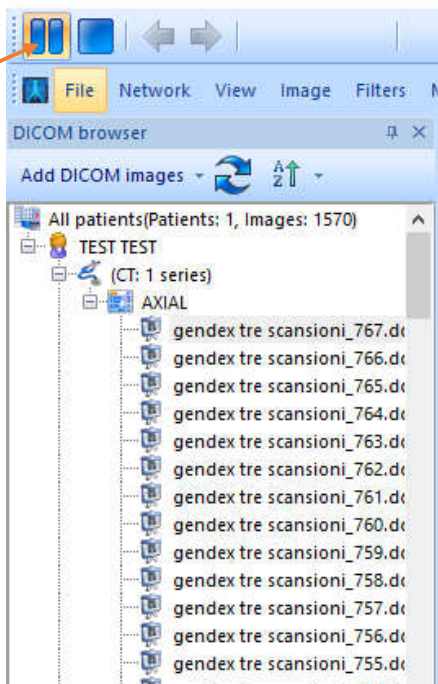
Con il programma MICRODICOM per visualizzare le immagini DICOM registrate in una determinata cartella è sufficiente pigiare contemporaneamente i tasti CTRL + MAIUS + O (ovvero selezionare la funzione dal menu a tendina File " Scan for dicom files" e indirizzare la scansione nella cartella in cui sono state registrate le immagini dicom.

Una volta terminata la scansione ed elencati tutti i files dicom (l'elenco è visibile nella riquadro a destra) lanciare il tasto a forma di triangolo posto in alto a sinistra

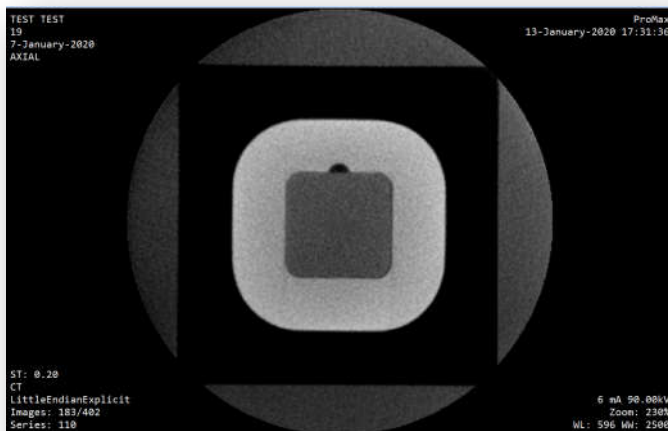


e compaiono in sequenza le immagini dicom.

La sequenza può essere fermata pigiando sul tasto



Viene rappresentata l'immagine dicom selezionata.



Le singole immagini visualizzate possono essere salvate con il comando export to dicom file del menu a tendina "file"

Un altro programma utilizzabile per la visualizzazione di immagini DICOM, ma un po' più grezzo e un po' datato si può scaricare da

<http://exhalation-b.software.informer.com/download/> .

Esistono anche molti altri programmi analoghi scaricabili gratuitamente, dall'aspetto magari più accattivante, ma sconsiglierei di provarli: in un caso mi hanno prodotto addirittura un blocco del PC.

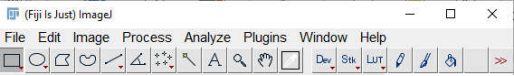
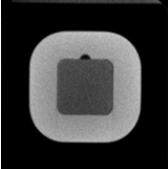
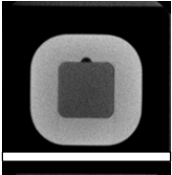
Un manuale della Comunità Europea sulla CBCT è scaricabile dal sito:

<https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/172.pdf>

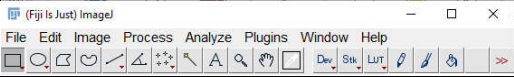
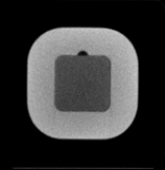
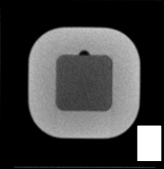
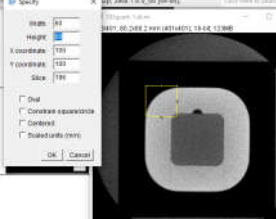
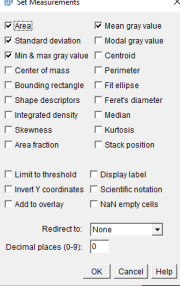
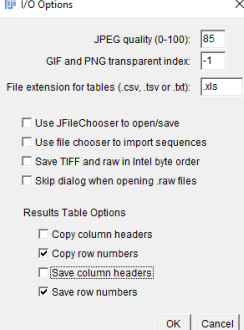
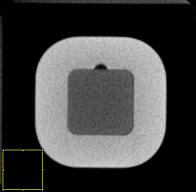
Manuale inglese:

https://www.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/340159/HPA-CRCE-010_for_website.pdf

MISURA FREQUENZA DI NYQUIST

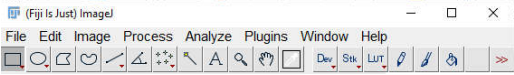
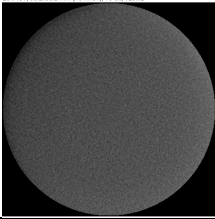
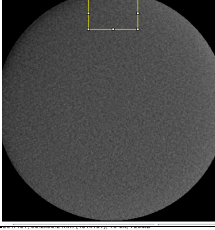
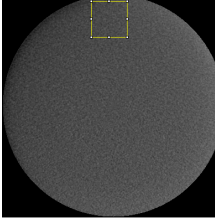
Procedura preliminare unica per l'intera valutazione con foglio di calcolo	Aprire il foglio di calcolo denominato "Image Test"	1. Inserire i dati dello studio 2. Inserire i marca, modello e matricola della CBCT 3. Data della misura 4. Data 1^ verifica																								
Misura della frequenza di Nyquist																										
1. Caricare il programma IMAGEJ																										
2. Selezionare gli inserti da File → Open																										
3. Tracciare con lo strumento "Linea" un segmento parallelo al lato orizzontale che tocchi i due lati verticali dell'inserto più scuro (Aria)																										
4. Dal menu "ANALYZE" → SET SCALE selezionare KNOWN DISTANCE e inserire nella finestra che compare il valore 60 5. Selezionare UNIT OF LENGTH e scrivere mm																										
6. Leggere il valore che compare accanto a SCALE e inserirlo nel foglio di calcolo alla casella F28 e nella casella C28 compare il valore di Nyquist	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse; margin: 0 auto;"> <thead> <tr> <th colspan="12" style="text-align: center; padding: 5px;">Misura da software ImageJ</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="background-color: yellow; text-align: center; padding: 5px;">Freq. Di Nyquist</td> <td style="background-color: yellow; text-align: center; padding: 5px;">3,16</td> <td style="padding: 5px;">pixel/m</td> <td style="background-color: lightgreen; text-align: center; padding: 5px;">6,3185</td> <td style="padding: 5px;">Da fantoccio QUART</td> <td style="text-align: center; padding: 5px;">3,100</td> <td style="padding: 5px;">Delta % con misura ImageJ</td> <td style="text-align: center; padding: 5px;">1,9</td> <td style="background-color: yellow; text-align: center; padding: 5px;">OK</td> <td style="background-color: lightblue; text-align: center; padding: 5px;">Valore di riferimento (costanza) QUART</td> <td style="text-align: center; padding: 5px;">5</td> <td style="padding: 5px;">(massimo scarto % con il valore di riferimento)</td> </tr> </tbody> </table>		Misura da software ImageJ												Freq. Di Nyquist	3,16	pixel/m	6,3185	Da fantoccio QUART	3,100	Delta % con misura ImageJ	1,9	OK	Valore di riferimento (costanza) QUART	5	(massimo scarto % con il valore di riferimento)
Misura da software ImageJ																										
Freq. Di Nyquist	3,16	pixel/m	6,3185	Da fantoccio QUART	3,100	Delta % con misura ImageJ	1,9	OK	Valore di riferimento (costanza) QUART	5	(massimo scarto % con il valore di riferimento)															

MISURA DEL CONTRASTO

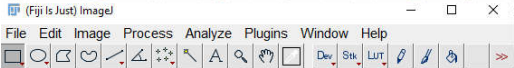
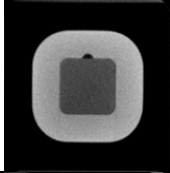
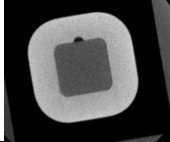
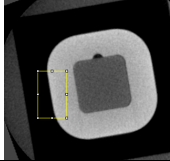
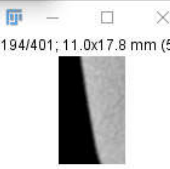
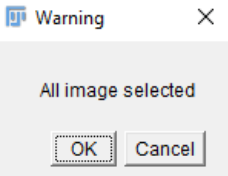
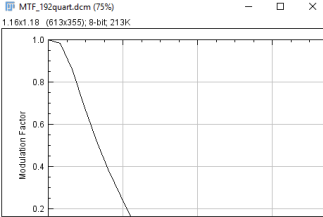
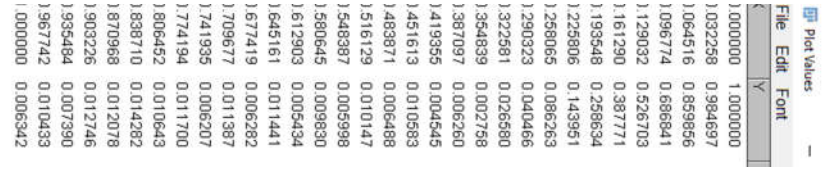
7. Caricare il programma IMAGEJ													
8. Selezionare gli inserti da File →Open													
9. Tracciare una ROI rettangolare in corrispondenza del PMMA esterno													
10. Per dimensionare la ROI selezionate EDIT→SELECTION→SPECIFY 11. Scrivere nella casella WIDTH e HEIGHT 65 e dare OK													
12. Dal comando ANALYZE →MEASUREMENT selezionare 13. Le casella AREA, MEAN GRAY VALUE, STANDARD DEVIATION, MIN & MAX GRAY VALUE 14. Scrivere = nella casella DECIMAL PLACES e pigiare su OK													
15. Selezionando il comando ANALYZE→MEASURE si apre la casella RESULTS	<table border="1" data-bbox="699 1173 1182 1312"> <thead> <tr> <th></th> <th>Area</th> <th>Mean</th> <th>StdDev</th> <th>Min</th> <th>Max</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>1</td> <td>144</td> <td>448</td> <td>923</td> <td>-1000</td> <td>1426</td> </tr> </tbody> </table>		Area	Mean	StdDev	Min	Max	1	144	448	923	-1000	1426
	Area	Mean	StdDev	Min	Max								
1	144	448	923	-1000	1426								
16. Selezionare dal menu a tendina "RESULTS→OPTIONS e si apre una nuova tabella I/O OPTIONS. 17. Nella tabella selezionare solo le caselle COPY ROW NUMBER e SAVE ROW NUMBER deselezionando le altre caselle e dare OK													
18. Spostare la ROI quadrata completamente internamente alla zona più scura dell'inserto (ARIA) completamente inserita													

<p>19. Selezionare ANALYZE → MEASURE. 20. Nella tabella dei risultati compare una seconda scritta di dati</p>	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>File</th> <th>Edit</th> <th>Font</th> <th colspan="3">Results</th> </tr> <tr> <th></th> <th>Area</th> <th>Mean</th> <th>StdDev</th> <th>Min</th> <th>Max</th> <th></th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>1</td> <td>144</td> <td>448</td> <td>923</td> <td>-1000</td> <td>1426</td> <td></td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>144</td> <td>-942</td> <td>56</td> <td>-1000</td> <td>-731</td> <td></td> </tr> </tbody> </table>								File	Edit	Font	Results				Area	Mean	StdDev	Min	Max		1	144	448	923	-1000	1426		2	144	-942	56	-1000	-731	
		File	Edit	Font	Results																														
	Area	Mean	StdDev	Min	Max																														
1	144	448	923	-1000	1426																														
2	144	-942	56	-1000	-731																														
<p>21. Selezionare EDIT→SELECT ALL→EDIT→COPY e incollare questi dati nella casella D&-H7 del foglio di calcolo mentre nella casella C) si legge il valore del CONTRASTO</p>	<table border="1"> <tbody> <tr> <td>PMMA</td> <td>1</td> <td>144</td> <td>448,00</td> <td>923,00</td> <td>-1000</td> <td>1426</td> </tr> <tr> <td>PVC</td> <td>2</td> <td>144</td> <td>-942,00</td> <td>56,00</td> <td>-1000</td> <td>-731</td> </tr> </tbody> </table> <table border="1"> <tr> <td>Contrasto</td> <td>1390</td> </tr> </table>							PMMA	1	144	448,00	923,00	-1000	1426	PVC	2	144	-942,00	56,00	-1000	-731	Contrasto	1390												
PMMA	1	144	448,00	923,00	-1000	1426																													
PVC	2	144	-942,00	56,00	-1000	-731																													
Contrasto	1390																																		

MISURA DELL'OMOGENEITÀ, DEL RUMORE E DEL RAPPORTO CONTRASTO-RUMORE

22. Caricare il programma IMAGEJ																																									
23. Selezionare immagine senza inserti da File →Open																																									
24. Disegnare una ROI rettangolare in corrispondenza delle ore 12																																									
25. Per dimensionare la ROI selezionate EDIT→SELECTION→SPECIFY 26. Scrivere nella casella WIDTH e HEIGHT 65 e dare OK																																									
27. Selezionare ANALYZE→MEASURE 28. E nella tabella OPTION compare una terza fila di dati	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="background-color: #cccccc;">File</th> <th style="background-color: #cccccc;">Edit</th> <th style="background-color: #cccccc;">Font</th> <th colspan="3" style="background-color: #cccccc;">Results</th> </tr> <tr> <th style="background-color: #cccccc;"></th> <th style="background-color: #cccccc;">Area</th> <th style="background-color: #cccccc;">Mean</th> <th style="background-color: #cccccc;">StdDev</th> <th style="background-color: #cccccc;">Min</th> <th style="background-color: #cccccc;">Max</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>1</td> <td>144</td> <td>448</td> <td>923</td> <td>-1000</td> <td>1426</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>144</td> <td>-942</td> <td>56</td> <td>-1000</td> <td>-731</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>169</td> <td>79</td> <td>67</td> <td>-141</td> <td>295</td> </tr> </tbody> </table>	File	Edit	Font	Results				Area	Mean	StdDev	Min	Max	1	144	448	923	-1000	1426	2	144	-942	56	-1000	-731	3	169	79	67	-141	295										
File	Edit	Font	Results																																						
	Area	Mean	StdDev	Min	Max																																				
1	144	448	923	-1000	1426																																				
2	144	-942	56	-1000	-731																																				
3	169	79	67	-141	295																																				
29. Spostare la ROI nella posizione ore 3, 6, 9 e al centro dell'immagine 30. Selezionare ANALYZE→MEASURE per ogni posizione della ROI compaiono nella TABELLA RESULTS altre 5 righe di numeri	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="background-color: #cccccc;">File</th> <th style="background-color: #cccccc;">Edit</th> <th style="background-color: #cccccc;">Font</th> <th colspan="3" style="background-color: #cccccc;">Results</th> </tr> <tr> <th style="background-color: #cccccc;"></th> <th style="background-color: #cccccc;">Area</th> <th style="background-color: #cccccc;">Mean</th> <th style="background-color: #cccccc;">StdDev</th> <th style="background-color: #cccccc;">Min</th> <th style="background-color: #cccccc;">Max</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>3</td> <td>169</td> <td>79</td> <td>67</td> <td>-141</td> <td>295</td> <td style="text-align: right;">delta con media 39,75</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>169</td> <td>227</td> <td>80</td> <td>-46</td> <td>501</td> <td style="text-align: right;">108,25</td> </tr> <tr> <td>5</td> <td>169</td> <td>154</td> <td>76</td> <td>-128</td> <td>397</td> <td style="text-align: right;">35,25</td> </tr> <tr> <td>6</td> <td>169</td> <td>15</td> <td>71</td> <td>-215</td> <td>256</td> <td style="text-align: right;">103,75</td> </tr> </tbody> </table>	File	Edit	Font	Results				Area	Mean	StdDev	Min	Max	3	169	79	67	-141	295	delta con media 39,75	4	169	227	80	-46	501	108,25	5	169	154	76	-128	397	35,25	6	169	15	71	-215	256	103,75
File	Edit	Font	Results																																						
	Area	Mean	StdDev	Min	Max																																				
3	169	79	67	-141	295	delta con media 39,75																																			
4	169	227	80	-46	501	108,25																																			
5	169	154	76	-128	397	35,25																																			
6	169	15	71	-215	256	103,75																																			
31. Nella tabella RESULT selezionare EDIT→SELCT ALL→EDIT→COPY e incollare i risultati alla cella C14 H17	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tbody> <tr> <td style="background-color: yellow;">Omogeneità</td> <td style="background-color: yellow;">12,8</td> <td style="background-color: yellow;">OK</td> <td style="background-color: lightblue;">Val di rif. e toll.: >5</td> </tr> <tr> <td style="background-color: yellow;">Rumore</td> <td style="background-color: yellow;">653,9</td> <td></td> <td style="background-color: lightblue;">Val. di rif. Entro 10% rispetto prova di accett.</td> </tr> <tr> <td style="background-color: yellow;">CNR</td> <td style="background-color: yellow;">2,1</td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>	Omogeneità	12,8	OK	Val di rif. e toll.: >5	Rumore	653,9		Val. di rif. Entro 10% rispetto prova di accett.	CNR	2,1																														
Omogeneità	12,8	OK	Val di rif. e toll.: >5																																						
Rumore	653,9		Val. di rif. Entro 10% rispetto prova di accett.																																						
CNR	2,1																																								

CALCOLO DELLA MTF "SLANTED EDGE MTF CALCULATION"

32. Caricare il programma IMAGEJ																																																																			
33. Selezionare gli inserti da File →Open																																																																			
34. Selezionare IMAGE→TRASFORM→Rotate 35. Scrivere nella casella in alto -10 e dare YES																																																																			
36. Selezionare una ROI rettangolare per metà sulla zona più scura e per metà sulla zona più chiara e posizionandola nel tratto rettilineo di separazione																																																																			
37. Selezionare IMAGE→CROP																																																																			
38. Selezionare MENU→PLUGIN→SE MTF 2xNyquist 39. Selezionare GENERATE MTF																																																																			
40. Nella tabella WARNING selezionare ALL IMAGE SELECTED e dare OK																																																																			
41. Selezionare OK sulla tabella successiva senza modificare i dati																																																																			
42. Chiudete tutte la finestre che si sono create automaticamente con esclusione di quella MTF "nome file"																																																																			
43. Selezionare LIST	 <table border="1" style="font-size: small;"> <thead> <tr> <th>Modulation Factor</th> <th>Spatial Frequency</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>1.000000</td><td>1.000000</td></tr> <tr><td>0.994697</td><td>1.032258</td></tr> <tr><td>0.959856</td><td>1.064516</td></tr> <tr><td>0.886841</td><td>1.096774</td></tr> <tr><td>0.526703</td><td>1.129032</td></tr> <tr><td>0.387771</td><td>1.161290</td></tr> <tr><td>0.258634</td><td>1.193548</td></tr> <tr><td>0.143951</td><td>1.225806</td></tr> <tr><td>0.086263</td><td>1.258065</td></tr> <tr><td>0.044466</td><td>1.290323</td></tr> <tr><td>0.026580</td><td>1.322581</td></tr> <tr><td>0.002758</td><td>1.354839</td></tr> <tr><td>0.006260</td><td>1.387097</td></tr> <tr><td>0.004545</td><td>1.419355</td></tr> <tr><td>0.010583</td><td>1.451613</td></tr> <tr><td>0.006488</td><td>1.483871</td></tr> <tr><td>0.010147</td><td>1.516129</td></tr> <tr><td>0.005998</td><td>1.548387</td></tr> <tr><td>0.009830</td><td>1.580645</td></tr> <tr><td>0.005434</td><td>1.612903</td></tr> <tr><td>0.011441</td><td>1.645161</td></tr> <tr><td>0.006282</td><td>1.677419</td></tr> <tr><td>0.011387</td><td>1.709677</td></tr> <tr><td>0.006207</td><td>1.741935</td></tr> <tr><td>0.011700</td><td>1.774194</td></tr> <tr><td>0.010643</td><td>1.806452</td></tr> <tr><td>0.014282</td><td>1.838710</td></tr> <tr><td>0.012078</td><td>1.870968</td></tr> <tr><td>0.012746</td><td>1.903226</td></tr> <tr><td>0.007390</td><td>1.935484</td></tr> <tr><td>0.010433</td><td>1.967742</td></tr> <tr><td>0.006342</td><td>1.000000</td></tr> </tbody> </table>	Modulation Factor	Spatial Frequency	1.000000	1.000000	0.994697	1.032258	0.959856	1.064516	0.886841	1.096774	0.526703	1.129032	0.387771	1.161290	0.258634	1.193548	0.143951	1.225806	0.086263	1.258065	0.044466	1.290323	0.026580	1.322581	0.002758	1.354839	0.006260	1.387097	0.004545	1.419355	0.010583	1.451613	0.006488	1.483871	0.010147	1.516129	0.005998	1.548387	0.009830	1.580645	0.005434	1.612903	0.011441	1.645161	0.006282	1.677419	0.011387	1.709677	0.006207	1.741935	0.011700	1.774194	0.010643	1.806452	0.014282	1.838710	0.012078	1.870968	0.012746	1.903226	0.007390	1.935484	0.010433	1.967742	0.006342	1.000000
Modulation Factor	Spatial Frequency																																																																		
1.000000	1.000000																																																																		
0.994697	1.032258																																																																		
0.959856	1.064516																																																																		
0.886841	1.096774																																																																		
0.526703	1.129032																																																																		
0.387771	1.161290																																																																		
0.258634	1.193548																																																																		
0.143951	1.225806																																																																		
0.086263	1.258065																																																																		
0.044466	1.290323																																																																		
0.026580	1.322581																																																																		
0.002758	1.354839																																																																		
0.006260	1.387097																																																																		
0.004545	1.419355																																																																		
0.010583	1.451613																																																																		
0.006488	1.483871																																																																		
0.010147	1.516129																																																																		
0.005998	1.548387																																																																		
0.009830	1.580645																																																																		
0.005434	1.612903																																																																		
0.011441	1.645161																																																																		
0.006282	1.677419																																																																		
0.011387	1.709677																																																																		
0.006207	1.741935																																																																		
0.011700	1.774194																																																																		
0.010643	1.806452																																																																		
0.014282	1.838710																																																																		
0.012078	1.870968																																																																		
0.012746	1.903226																																																																		
0.007390	1.935484																																																																		
0.010433	1.967742																																																																		
0.006342	1.000000																																																																		
44. Dalla tabella PLOT VALUE selezionare FILE→SAVE AS e salvare il file PLOT VALUE																																																																			

<p>45. Aprire dal foglio di calcolo il file appena salvato</p>	<p>46. compare una finestra con una scritta del tipo "Il file potrebbe essere danneggiato Aprire comunque il file?": confermare con [Sì].</p>
<p>47. Importazione guidata testo" (passaggio 1 di 3) scegliere Tipo dati "Larghezza fissa", "inizia ad importare dalla riga 1", selezionare "Origine file"-> "Windows (ANSI)", NON selezionare "Dati con intestazioni", quindi selezionare [Avanti].</p>	<p>48. Nella finestra successiva (passaggio 2 di 3) creare una linea di interruzione tra le colonne di numeri posizionando il puntatore del mouse nel punto corretto dell'asse graduato orizzontale in modo da dare origine, col "click" del mouse, a due colonne di numeri; la selezione è corretta se nella prima riga il dato a sinistra è "0.00...", mentre il primo a destra è "1.00..."; selezionare [Avanti].</p>
<p>49. Alla finestra successiva (passaggio 3 di 3) alla voce "Formato dati per colonna" selezionare [Testo] su entrambe le colonne (l'intestazione "Standard" delle colonne deve diventare "Testo" su entrambe)</p> <p>50. Selezionando [Fine] si apre un foglio Excel con due colonne. Copiarle completamente (eventualmente escludendo le intestazioni nel caso fossero presenti) ed incollarle, avendo cura di selezionare l'opzione "incolla solo i valori", a partire dalla cella A2 nella cartella "MTF" del foglio Excel</p>	<p>51. I dati inseriti danno automaticamente origine nella stessa cartella al grafico sull'andamento del valore di MTF in funzione del valore di lp/mm.</p> <p>52. Seguire le istruzioni nella cartella "MTF" per individuare le coordinate dei quattro punti in cui $MTF \geq 0,50$ (digitare 1 nella cella in fianco, colonna "F"), $MTF < 0,50$ (2), $MTF \geq 0,10$ (3) e $MTF < 0,10$ (4). I dati vengono interpolati in modo da fornire esattamente il valore delle lp/mm per il 50% della MTF e per il 10% della MTF</p> <p>53. I valori MTF(50%) e MTF(10%) relativi alla prima verifica vanno trascritti nelle celle L48 e M48, mentre i valori attuali compaiono rispettivamente nelle celle su sfondo grigio C48 ed E48 della cartella "Foglio 1". In caso di prima verifica questi stessi valori devono essere copiati nelle celle L48 e M48.</p>

X	Y	Xn	lp/mm	MTF	Ny	
0.00000	1.00000		0,0000	1,0000		
0.032258	0.984697		0,2027	0,9947		
0.064516	0.859856		0,4054	0,8599		
0.096774	0.686841		0,6081	0,6868		
0.129032	0.526703		0,8107	0,5267	1	
0.161290	0.387771		1,0134	0,3878	2	
0.193548	0.258634		1,2161	0,2586		
0.225806	0.143951		1,4188	0,1440	3	
0.258065	0.086263		1,6215	0,0863	4	
0.290323	0.040466		1,8242	0,0405		
0.322581	0.026580		2,0269	0,0266		
0.354839	0.002738		2,2296	0,0028		
0.387097	0.006260		2,4322	0,0063		
0.419355	0.004545		2,6349	0,0045		
0.451613	0.010583		2,8376	0,0106		
0.483871	0.006488		3,0403	0,0065		
0.516129	0.010147		3,2430	0,0101		
0.548387	0.005998		3,4457	0,0060		
0.580645	0.009830		3,6484	0,0098		
0.612903	0.005434		3,8511	0,0054		
0.645161	0.011441		4,0537	0,0114		
0.677419	0.006282		4,2564	0,0063		
0.709677	0.011387		4,4591	0,0114		
0.741935	0.006207		4,6618	0,0062		
0.774194	0.011700		4,8645	0,0117		
0.806452	0.010643		5,0672	0,0106		
0.838710	0.014282		5,2699	0,0143		
0.870968	0.012078		5,4726	0,0121		
0.903226	0.012746		5,6752	0,0127		
0.935484	0.007390		5,8779	0,0074		
0.967742	0.010433		6,0806	0,0104		
1.000000	0.006342		6,2833	0,0063		

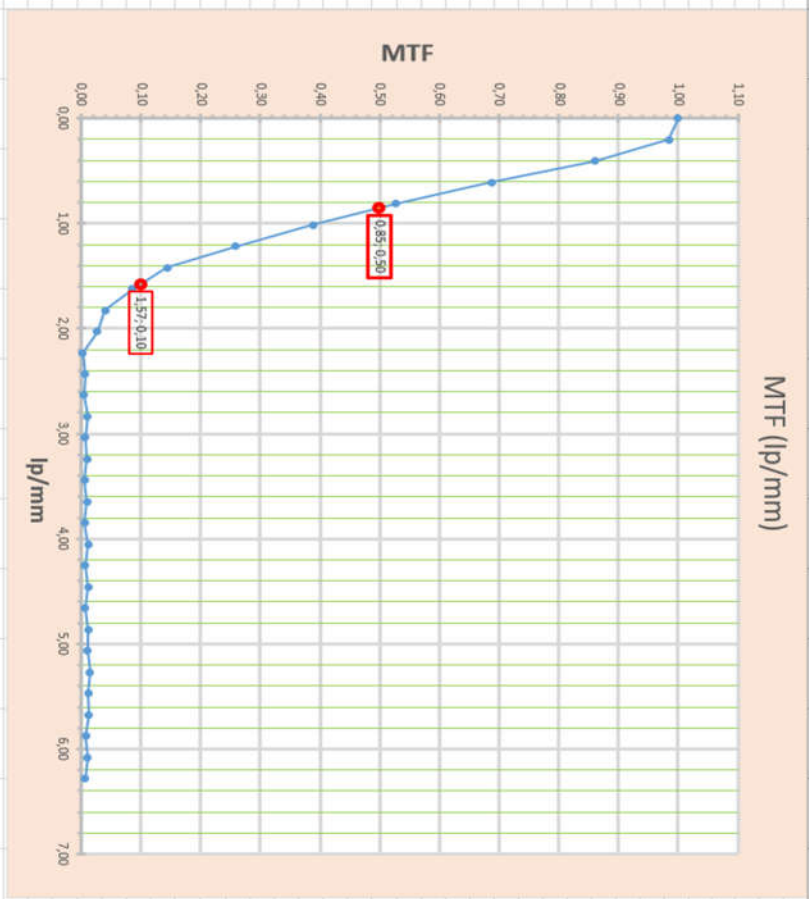
X1(>=0,1)	1,4188	Y1(>=0,1)	0,1440	m	q	MTF x 10%
X2(<=0,5)	1,0134	Y2(>=0,5)	0,3878	-0,2946	0,5478	1,57
X4(<=0,1)	1,6215	Y4(<=0,1)	0,0863			1,57

X 50% =	Y 50% =
0,85	0,50

X 10% =	Y 10% =
1,57	0,10

Cancellare i valori presenti nella colonna "F", poi scrivere, sempre in "F", i seguenti valori (numeri): "1" a fianco del primo valore di MTF >= 0,50, "2" nella casella immediatamente sottostante; "3" in corrispondenza del primo valore di MTF >= 0,10, "4" nella casella immediatamente sottostante. Se tutto è corretto, le celle Ny con i valori 1,2,3 e 4, che inizialmente possono presentarsi su sfondo rosa, alla fine devono risultare su sfondo verde.

X1 = 0,810747	Y1 = 0,526703
X2 = 1,013433	Y2 = 0,387771
X3 = 1,418807	Y3 = 0,143951
X4 = 1,6215	Y4 = 0,086263



CONCLUSIONI

La chirurgia ortognatica prevede segmentazione e riposizionamento dei mascellari.

Ogni caso in chirurgia ortognatica ha proprietà uniche e richiede un'attenta preparazione.

I metodi convenzionali per preparare un intervento di chirurgia ortognatica si basano su immagini radiografiche laterali e frontali.

Queste sono solo di aiuto limitato per la comprensione dei complessi difetti tridimensionali e per la pianificazione di un adeguato intervento.

L'avvento della Tc Cone Beam ha introdotto l'acquisizione di immagini 3D ed è ora utilizzata di routine per la diagnosi di gravi anomalie dello scheletro cranico.

A tutt'oggi, comunque, in molti casi, la preparazione del piano chirurgico è ancora normalmente effettuata utilizzando immagini radiografiche 2D.

Negli ultimi anni, un certo numero di centri di ricerca e imprese commerciali hanno cercato di fornire ambienti software che consentono la preparazione del piano operativo su modelli 3D derivanti dal pacchetto di dati Tc.

Poiché questi sistemi di pianificazione cominciano ad essere usati nella pratica clinica, è importante convalidare l'applicazione clinica di questi metodi e valutare criticamente la difficoltà di trasferire piani virtuali in sala operatoria.

In questa tesi ho cercato di rendere una globale conoscenza sullo stato dell'arte attuale della Tc Cone Beam e delle enormi innovazioni già avutesi, ma anche delle enormi potenzialità in ogni campo ed in particolare nella chirurgia ortognatica.