

CONE BEAM КОМПЈУТЕРИЗОВАНА ТОМОГРАФИЈА

Доц. Др Валентина Опанчина

Fig. 1

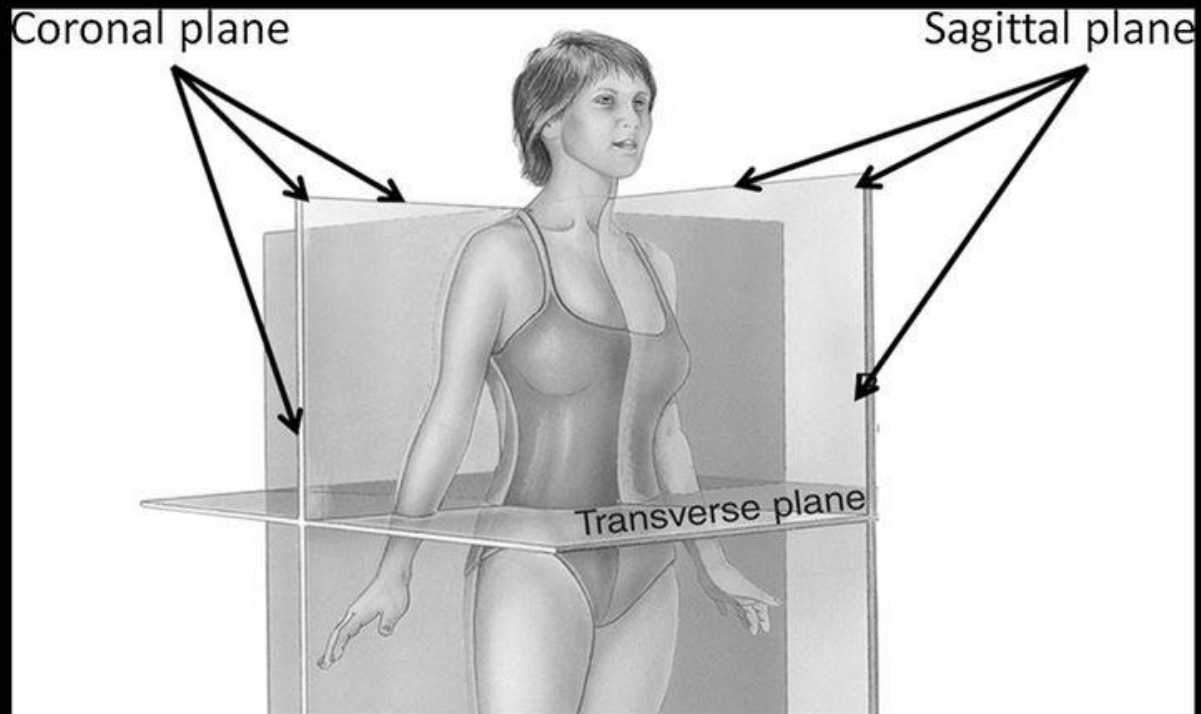
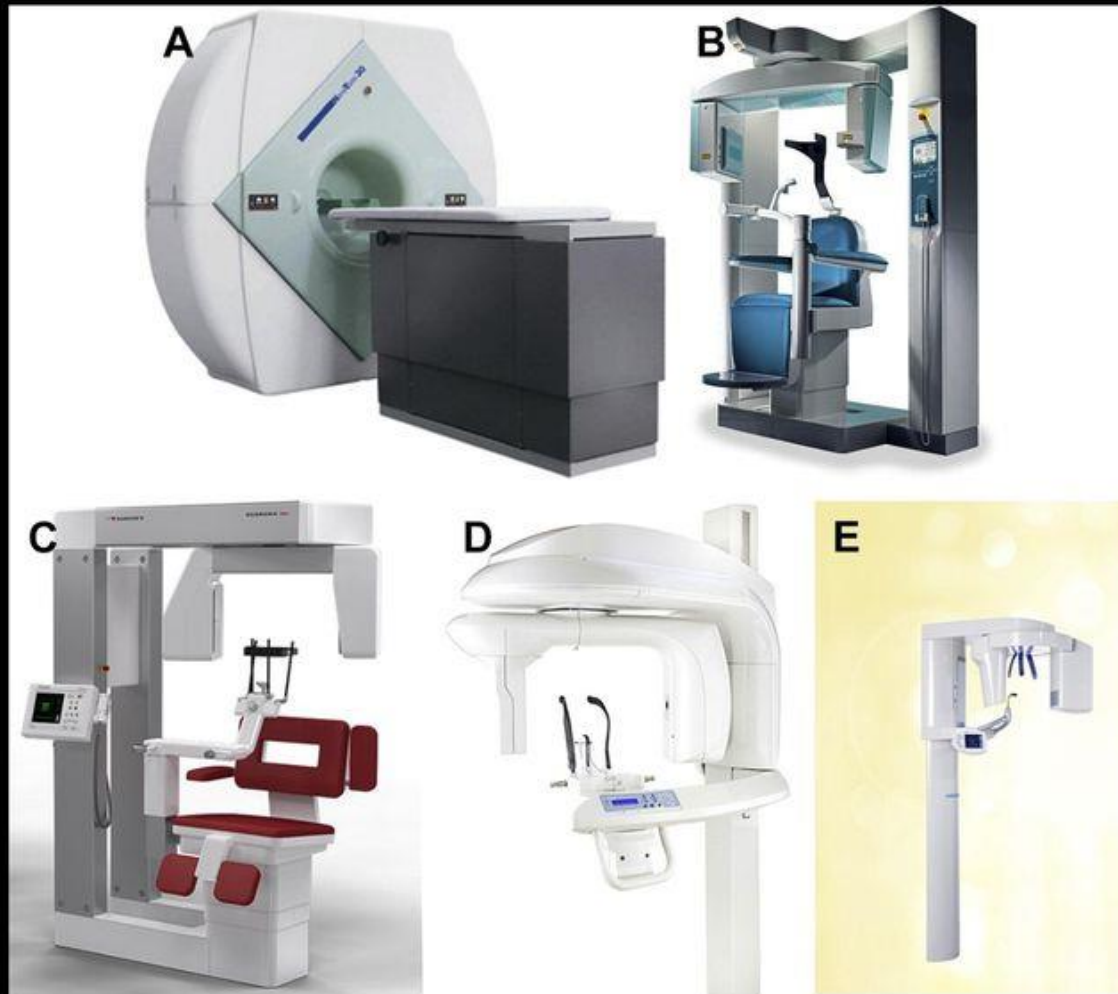
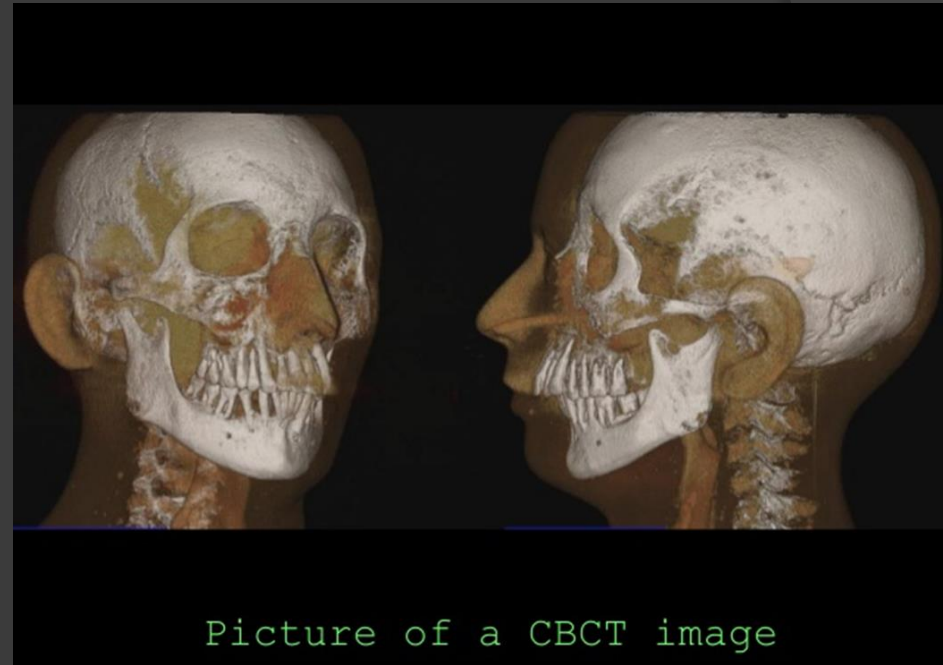


Fig. 2



Cone Beam CT

- Први пут коришћена конусна пројекција X-зрака на клиници Мејо 1982. године, Прва употреба је била у ангиографији, а касније у радиотерапији и мамографији
- Конусно ширење снопа рендгенских зракова од извора ка објекту уз истовремену ротацију око објекта снимања (главе пацијента) – принцип компјутеризоване томографије
- ЦБЦТ је екстраорално рендгенско снимање (користи X-зраке) које, захваљујући томографским карактеристикама дигиталног снимања, даје 2Д појекционе снимке у **аксијалној, сагиталној и короналној равни** а из њих се, по потреби, формира и 3Д пројекција као и сваки могући угао искошених равни.



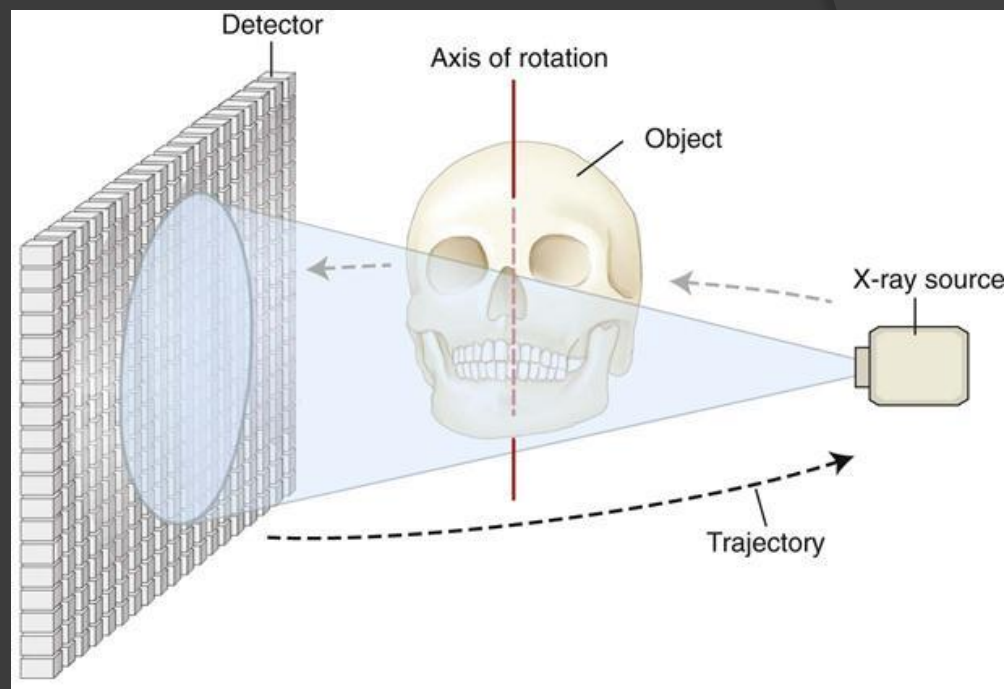
- Делови ЦБЦТ уређаја уз помоћ којих настаје ЦБЦТ слика су:
- **Високонапонски генератор** (преводи градски напон електричне струје у високи напон неопходан за настанак Х-зрака)
- **Извор Х-зрака** (рендгенска цев која ротира око главе пацијента)
- **Детектори Х-зрака** (иза главе пацијента региструју атенуирано зрачење након проласка снопа кроз снимљена ткива)
- **Компјутер** (обрада података добијених из детектора на основу којих настаје слика)



- СВСТ представља револуцију у максилофацијалном имиџингу, омогућивши прелазак дијагностике из 2Д у 3Д слике при томе проширујући улогу имиџинг-а на вођење оперативних и хируршких процедура уз помоћ специјалних апликативних софтвера
- Ротација обично траје исто или краће у односу на ортопан радиографију (**10–30 сек**)
- За време циклуса ротације апарат користи један или више центара ротације (**пивотирања**)
- Ово омогућава прилагођавање слике облику закривљености вилица
- Локализација и број центара ротације утиче на прецизност слике у 3Д (3 центра ротације)

Детектори

- Х зраци се детектују помоћу **сцинтилатора** који конвертују Х зраке у видљиву светлост што региструје фото диодна сонда.
- Оваква конфигурација је једноставнија, нуди већи динамички опсег слике уз редукцију периферне дисторзије слике
- Колимисани зраци **смањују** расипање и дозу зрачења



Cone-beam CT добијање слике

- ⦿ 3 могућа става:

- ⦿ (1) седећи,

- ⦿ (2) стојећи,

- ⦿ (3) лежећи.

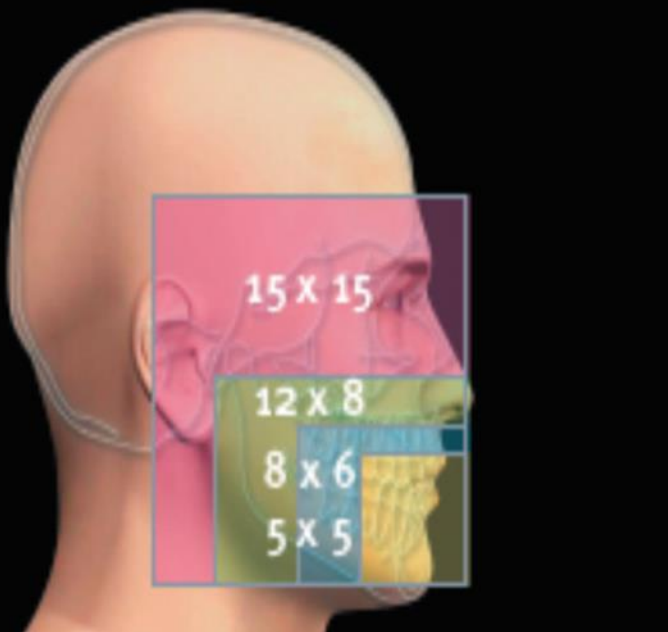
- ⦿ **4 компоненте** добијања Cone-beam CT слике су:

1. аквизиција,

2. детекција слике,

3. реконструкција слике,

4. приказ слике



Снимања:

1. "Дентоалвеоларна "(мали и средњи ФОВ – field of view)

2. "Краниофацијална"(велики ФОВ).

Висина дентоалвеоларног ФОВ-а је мања од 10цм и омогућава снимање доње и горње вилице.

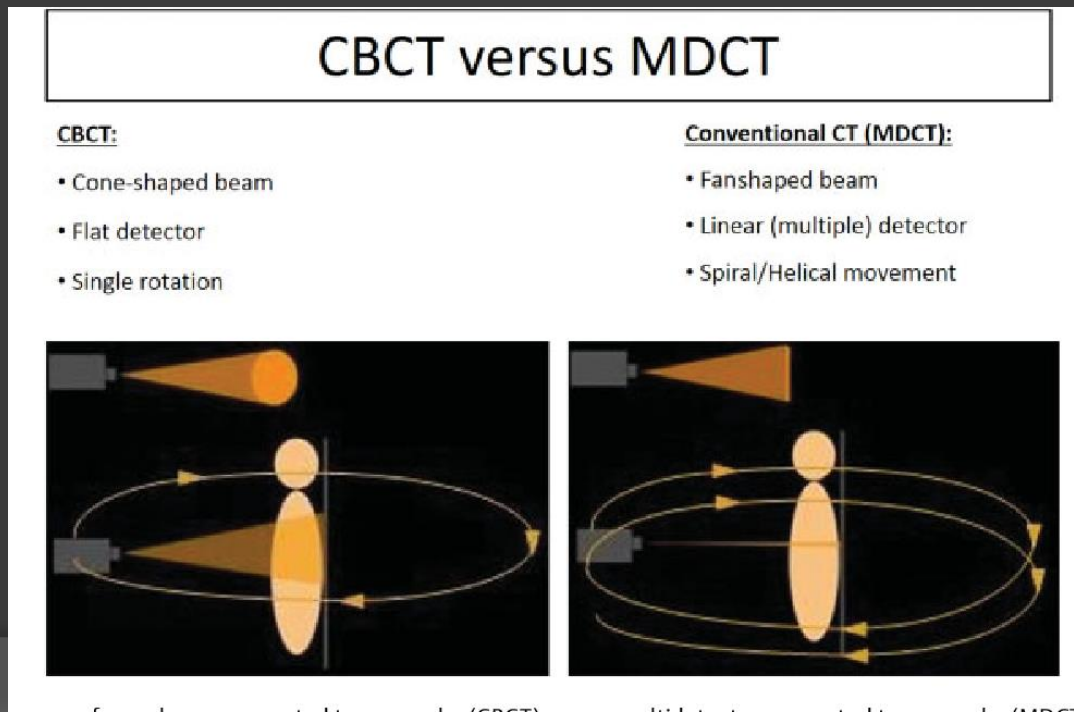
За краниофацијална снимања висина ФОВ-а је већа од 10цм и омогућава максилофацијална снимања.

**Веће поље снимања
захтева већу дозу
зрачења!!**

- ◎ За време скенирања, појединачне експозиције настају у одређеним интервалима, познатије као “базичне,” “фрејме,” или “сирове” слике.
- ◎ Број слика у овој бази је одређен:
 1. frame rate-ом (број слика у сек),
 2. комплетирањем трајекторије и
 3. брзином ротације

Већи број фрејмова у бази пројекционих података нормално обезбеђује више информација за реконструкцију слике, али, то неминовно продужава време скенирања и подиже пацијент дозу зрачења

- За обављање прегледа и добијање слике довољна је једна ротација око објекта
- Прве „сирове“ слике добијају се детектовањем X-зрака на детекторима иза објекта
- Детектори у виду flat panel-а високе резолуције региструју зрачне фотоне и шаљу сигнал компјутеру
- Применом математичких алгоритама компјутер врши реконструкцију великог броја дводимензионалних слика
- Секундарна реконструкција добијених слика омогућава настанак тродимензионалних приказа (3Д) у све три равни



- Резолуција, односно детаљи слике на СВСТ имиџингу су одређени индивидуални волумним елементима или **вокселима** из волуметријског сета података
- У СВСТ имиџингу, димензија воксела примарно зависи од величине пиксел детектора за разлику од конвенционалног ЦТ-а где постоји и елемент дебљине пресека.
- Резолуција детектора је **субмилиметарска** (0.09 мм до 0.4 мм), што у главном одређује величину воксела
- На тај начин, СВСТ, генерално, обезбеђује резолуцију воксела која је **изотропна** (једнака у све три димензије)

- По аквизицији frame сета подаци се морају процесирати да би настао волумни сет података. Овај процес се назива **примарном реконструкцијом**. Број фрамеова може да варира од 100 до преко 600
- Логично је да је процес реконструкције овако великог броја података компјутерски комплексан. У смислу олакшања калкулације података обично постоји **рачунар за аквизицију** и други за процесирање, тзв. Радна.
- За разлику од конвенционалних ЦТ-а, СВСТ може да реконструише податке и на персоналном компјутеру без неопходне специјалне платформе радне станице
- Настанак 3Д слике из 2Д сета података је процес **секундарне реконструкције**

Предности СВСТ у стоматологији

- Мањих димензија па је потребан мањи простор
- Јефтинији 4-5 пута од конвенционалног ЦТ-а
- Висока резолуција посебно битна за коштане структуре краниофацијалне регије
- Тачност слике
- СВСТ имиџинг производи слике субмилиметарских вредности изотропних воксела чија резолуција варира од 0.4 мм до чак само 0.076 мм.
- Одговарајући алгоритам реконструкције обезбеђује настанак **не само секундарних** (аксијалне, короналне и сагиталне) већ и **мултипланарних реформационих** (МПР) слика у довољној просторној резолуцији за максилофацијална мерења у којима је прецизност у свим димензијама неопходна као на пр планирање имплантата или ортодонцијска анализа

Интерактивни дисплеј мод

апликабилан

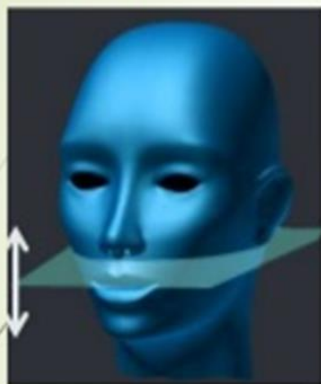
максилофацијалном имиџинг-у

- Можда најзначајнија предност СВСТ-а је у могућности 3Д реконструкције која није могућа конвенционалним интраоралним, ортопан или цефалометријским прегледима.
- СВСТ апарати реконструишу сет података чиме омогућавају корелационе слике у 3 ортогоналне равни (аксијална, коронална и сагитална), али се слика може оријентисати и тако да се прилагоди анатомским детаљима пацијента
- Основне опције су зоом или увеличање, прозор (window/левел) и анотација. Курсором-вођена мерења по алгоритму дају могућност интерактивних одређивања димензија у стварном времену (реал-тимае) без дисторзије облика или величине објекта

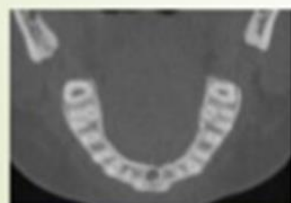


The resulting 3D volume following reconstruction.

Basic planes



Axial



Coronal



Sagittal



Равни снимања

1. Аксијална (од темена ка бради)
2. Коронарна (од поглавине ка носу)
3. Сагитална (од уха до уха)

2D vs. 3D: Sometimes two dimensions don't tell the whole story



2D Panoramic image shows two supernumerary teeth in maxillary anterior



3D 3D Volumetric view and sagittal view show precise labial location of supernumerary tooth with no resorption of the central incisor root

Клиничка примена

❖ Имплантати

- Процена волумена кости
- Идентификовање и означавање критичне анатомије
- План терапије помоћу имплантног модуса

❖ Ендодонција

- Дијагноза ендодонске патологије
- Процена каналне морфологије
- Процена периапикалне лезије
- Процена коренских фрактура и коренске ресорпције
- План операције

❖ Пародонтологија

- Џепови,
- фуркације
- рецесије

❖ Орална хирургија

- Екстракције
- Однос између умњака и мандибуларног канала
- Цисте и периапикалне лезије

❖ Ортодонција

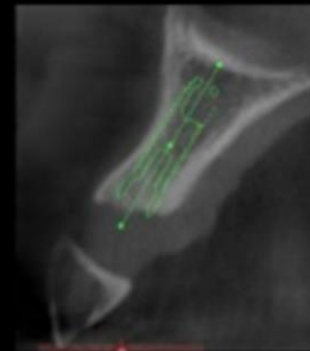
- Импакција, прекобројни зуби, погрешна постава апарата
- Микро импланти

❖ Дијагноза

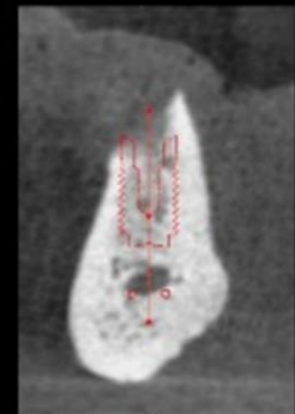
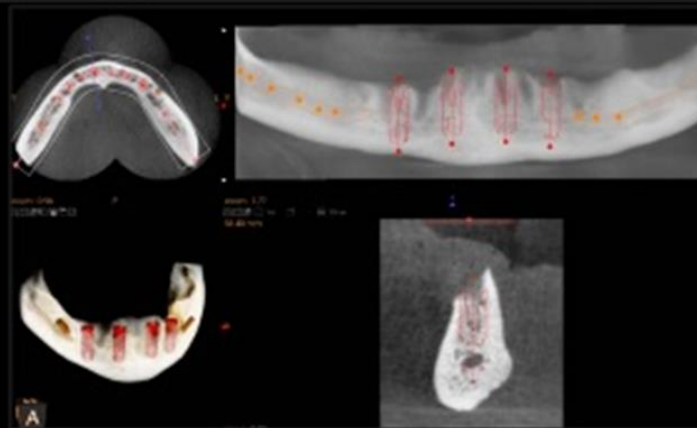
- Калцификација и фрактура
- Позиција апекса/синуса
- Импакција или погрешна поставка зуба
- Анализа ТМЗ

Implantology

Volumetric and sagittal views
show virtual implant placement



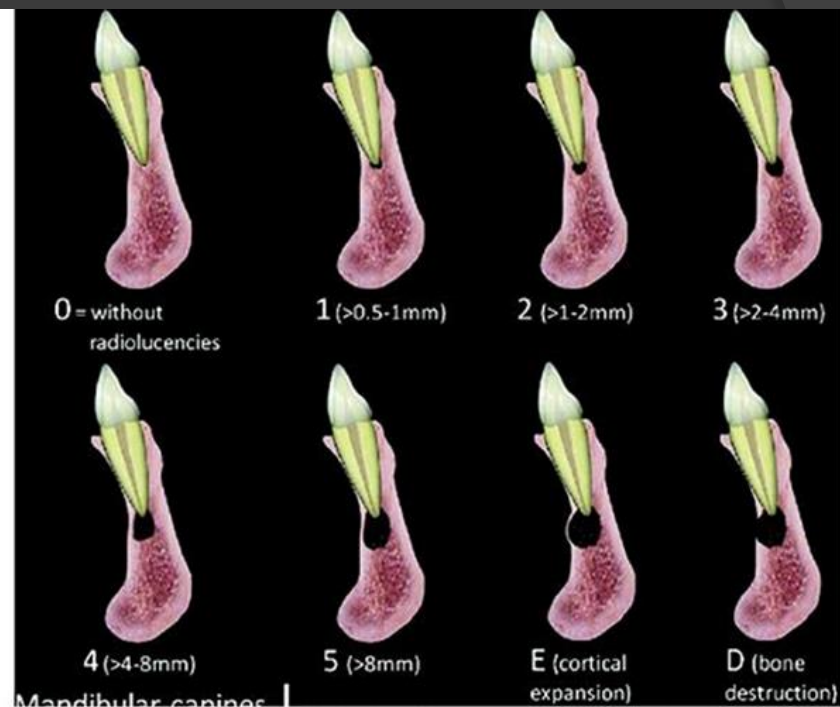
Implant planning, full arch mode



СВСТ периапикални индекс

Периапикалне промене се мере у три равни :

1. букопалаталној
2. мезиодисталној
3. дијагоналној



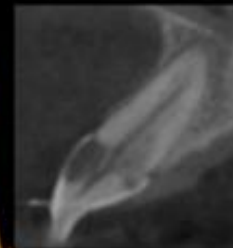
Score	Quantitative Bone Alterations in Mineral Structures
0	Intact periapical bone structures
1	Diameter of periapical radiolucency > 0.5–1 mm
2	Diameter of periapical radiolucency > 1–2 mm
3	Diameter of periapical radiolucency > 2–4 mm
4	Diameter of periapical radiolucency > 4–8 mm
5	Diameter of periapical radiolucency > 8 mm
Score (n) + E*	Expansion of periapical cortical bone
Score (n)	Destruction of periapical cortical bone

Endodontics

Extensive root fracture

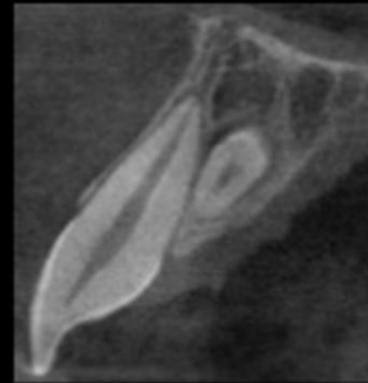


3D image reveals fracture not evident on PA



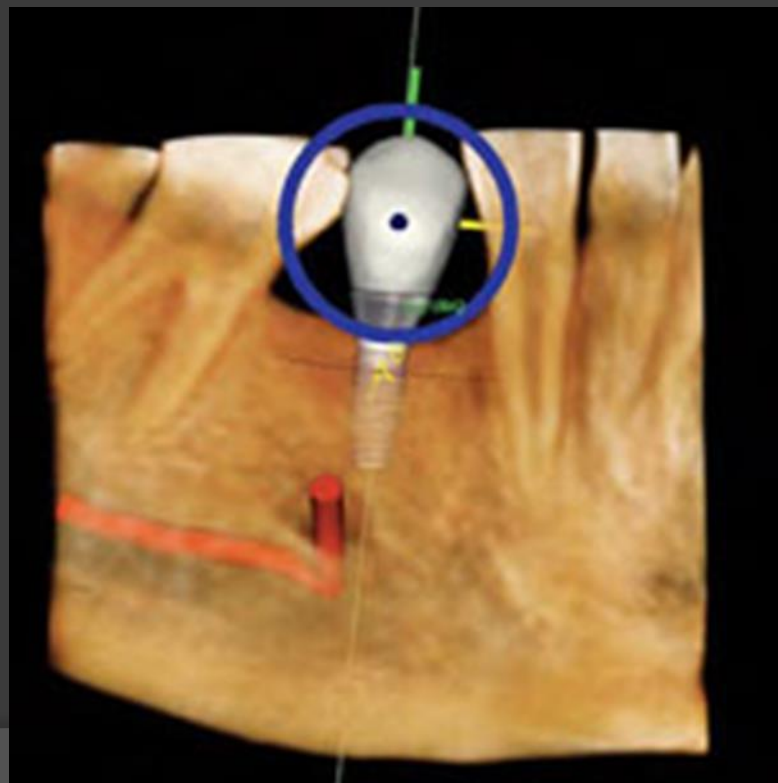
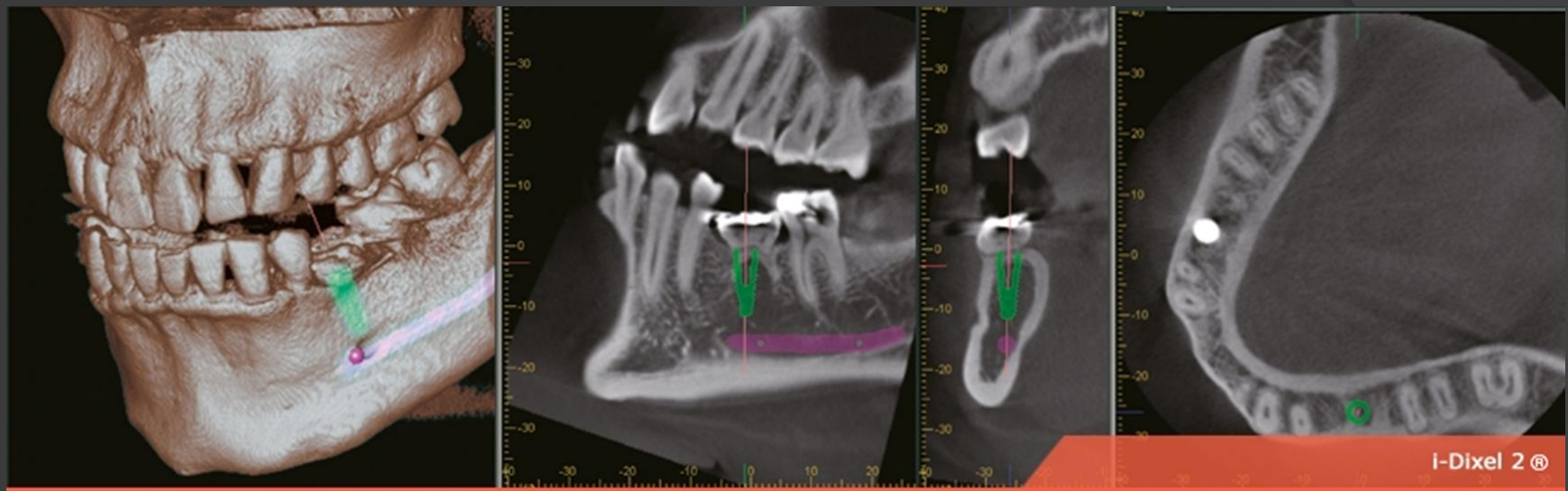
Impaction / Supernumerary

Location of impaction,
relationship to anatomical
structures



Планирање имплантата

- ◎ планирање уградње имплантата је могуће извести у врло кратком року након обављања прегледа уз највиши ниво прецизности
- 1. **Праћење нерва**
 - лоцирање и прецизно праћење нервних канала је први корак код планирања уградње имплантата, а омогућава и јасну припрему пре хируршких захвата
- 2. **Провера густине костију**
 - пре операције неопходно је направити увид у постојање налаза остеопорозе или фокалног смањења густине вилице у циљу бољег постављања имплантата
- 3. **Подизање синуса**
 - посебан софтвер омогућава мерења удаљености, површине, угла и волумена, што је значајно за операцију подизања синуса



Предности СВСТ

- Једна ротација је довољна за снимање целе регије од интереса
- Нижа цена апарата и јефтинија употреба ЦБЦТ у односу на МДЦТ
- За настанак Х-зрака потребна мања количина електричне енергије
- Ефективна доза рендгенског зрачења је неколико пута мања у односу на МДЦТ
- Добијени воксели су изотропни што омогућава приказ структура велике густине
- Већа просторна резолуција
- Мерењима се добијају вредности без дисторзије и увећања

Мане СВСТ

- Употреба (штетног) јонизујућег зрачења
- Већа количина зрачења у односу на конвенционалне радиолошке методе
- Због конусног облика зрачног снопа већа количина расипног зрачења
- Лошији приказ промена у меким ткивима (бољи је МДЦТ)
- Скупљи је и мање доступан у односу на конвенционалне радиолошке методе
- На квалитет слике утиче појава **артефаката**

Fig. 2

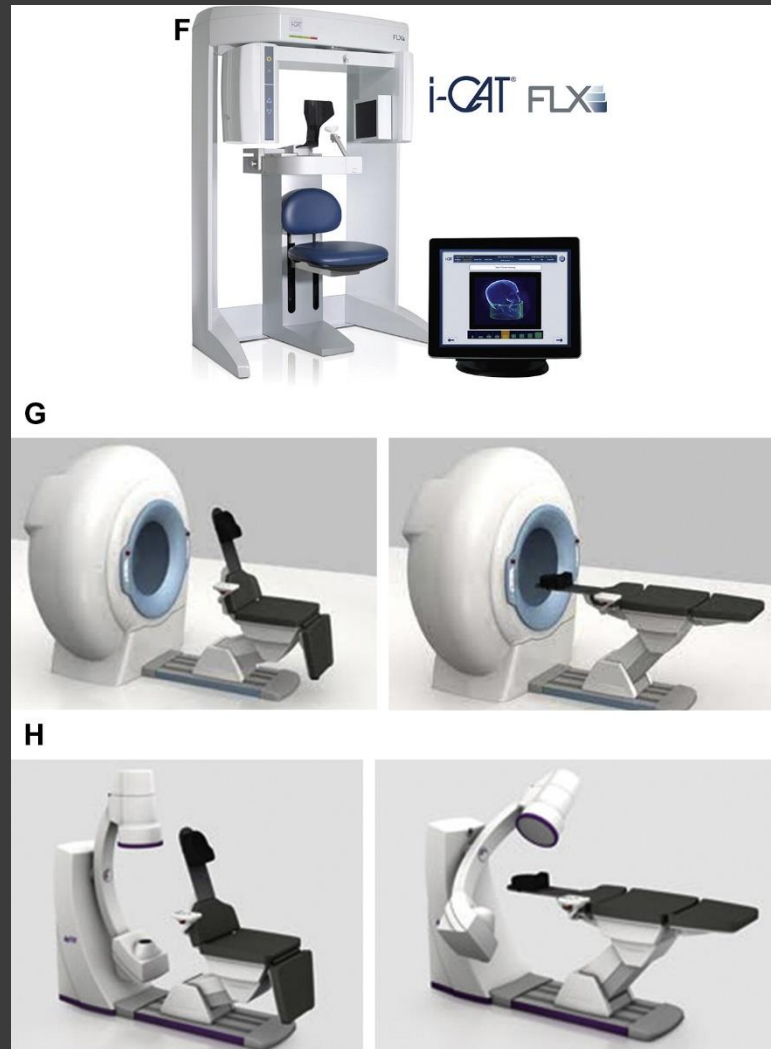


Fig. 3

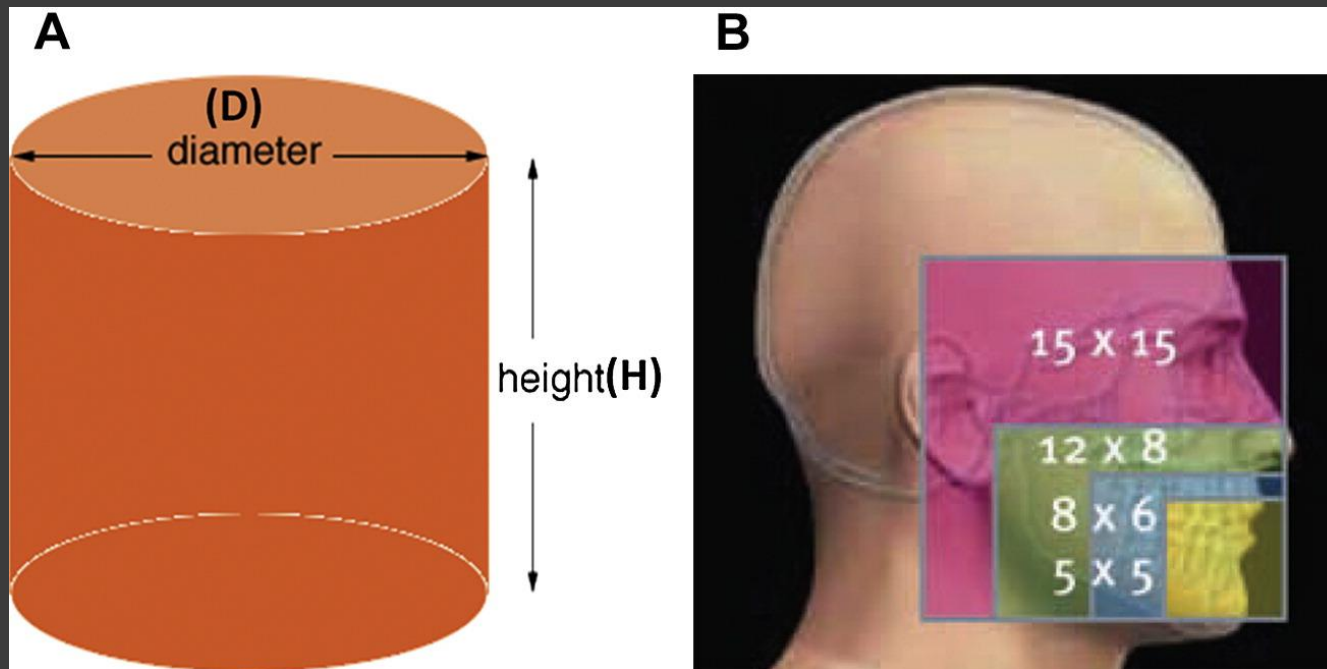


Fig. 4

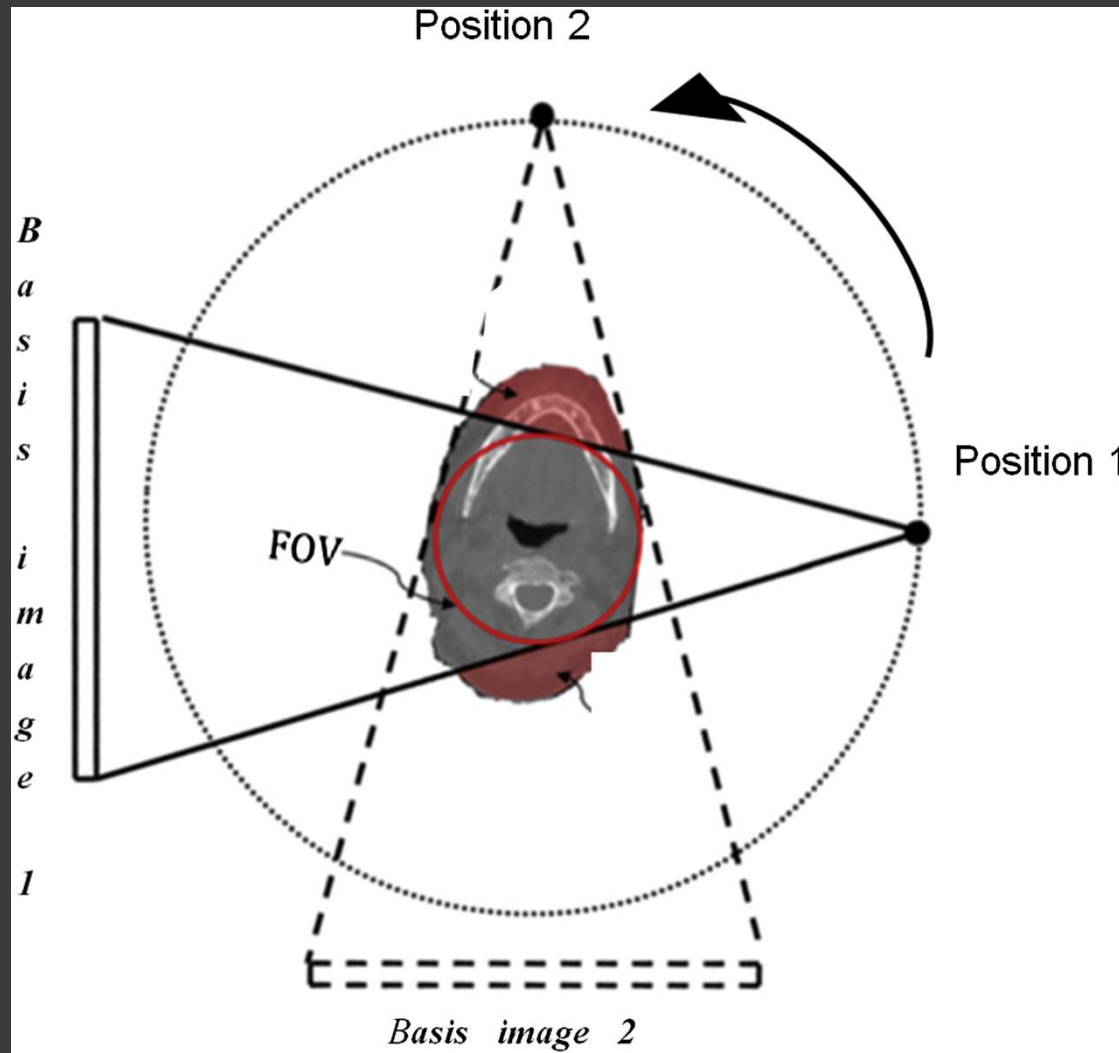


Fig. 5

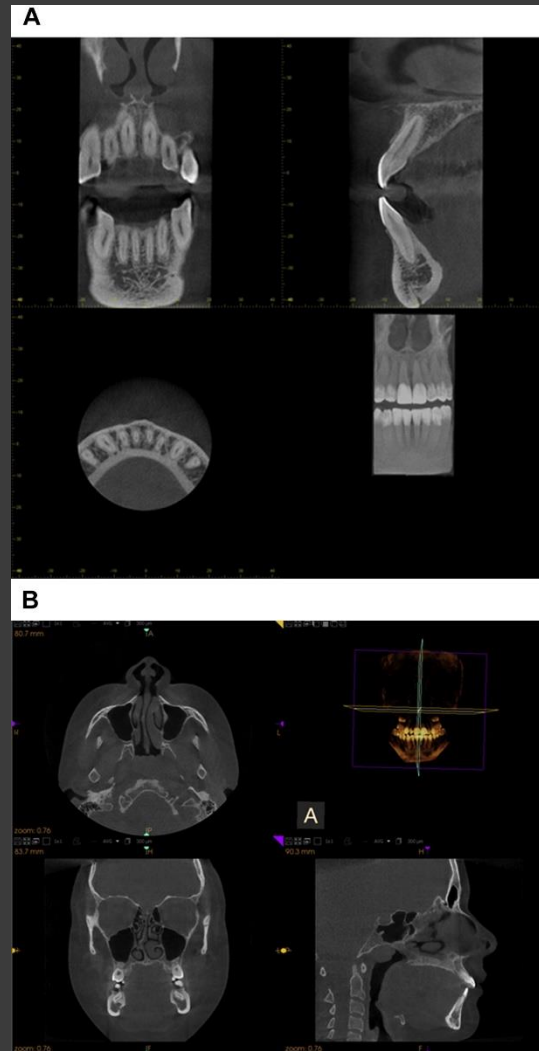


Fig. 6

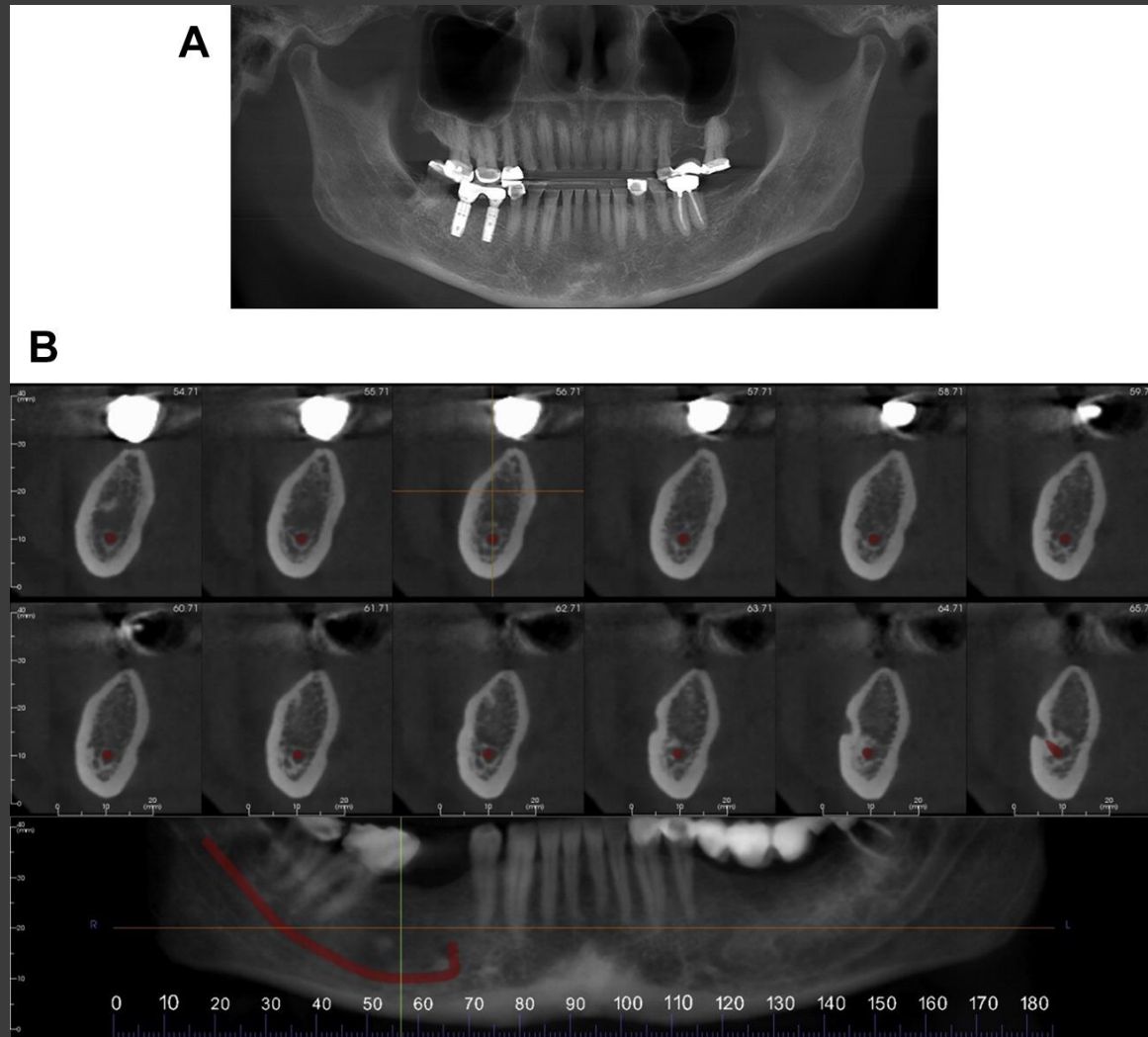


Fig. 6

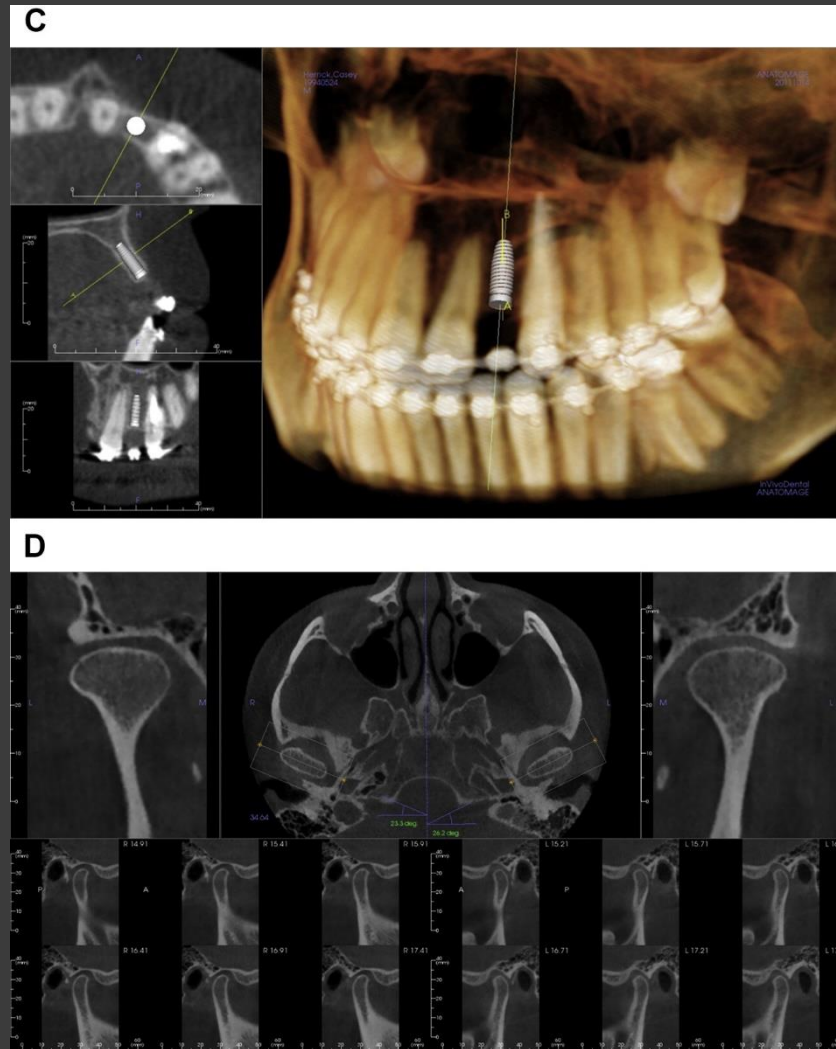


Fig. 6

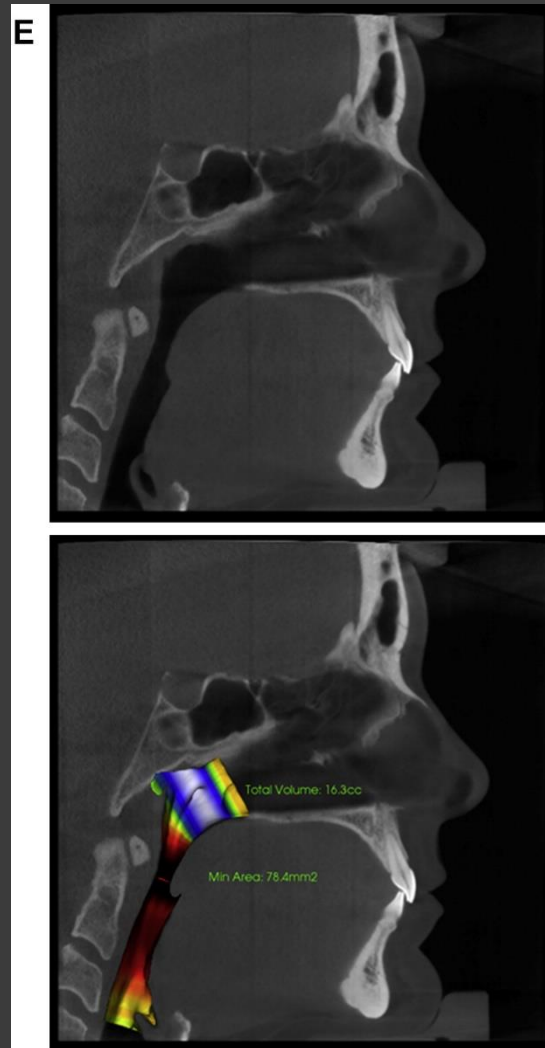


Fig. 7

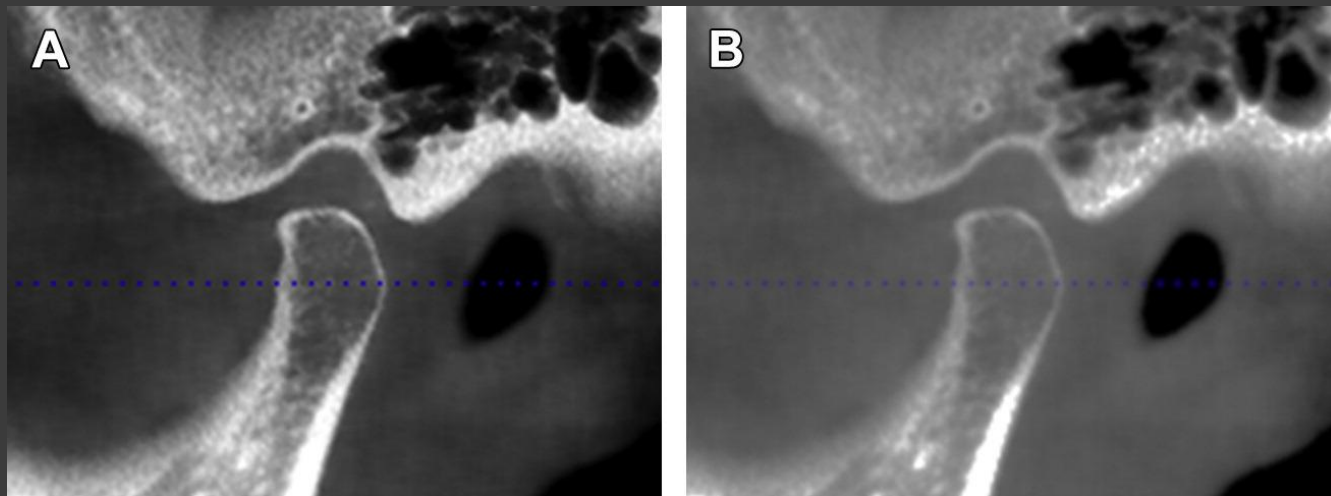


Fig. 8

