

# Problematická měření u zubních CBCT

## FOV CBCT

1. Úvod – co měřím (obecně)
2. Geometrie, systémy skenu – (obecně – metoda s RTG filmem na rec. obr.)
3. Zvětšení (kde najdu, jak změřím),
4. Geometrická velikost FOV v zobrazení MPR
5. Náhledová okna před expozicí, nebo při expozici a jejich velikost, (!!! z hlediska principu není sice výsledné FOV ale dá se použít!!!)... dále podle diskuze
6. Deklarovaný objem (dále VOL),
7. Roof efekt, potřebná velikost RTG svazku pro zobrazení deklarovaného objemu, výpočet velikosti RTG svazku v isocentru skenu podle zvětšení
8. Chyby ovlivňující výsledek testu
9. Závěr

Navazuje na dokument

- Obsah dokumentace pro držitele povolení provádějící Přijímací zkoušky a zkoušky dlouhodobé stability v radiodiagnostice.

S odkazen na

- European Commission, Radiation Protection N° 172, Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology, Evidence Based Guidelines, 2012

## 1. Úvod

Z dokumentu požadavky... bod 5.5.1 Field of view

**!!! Měří se velikost rtg pole !!!** při volbě zobrazení maximálního objemu a jednoho klinicky nejpoužívanějšího objemu **a porovnává se specifikací výrobce vzhledem ke zvolené velikosti.** V případě atypických způsobů kolimace a geometrie svazku se měření přizpůsobí možnostem daného zařízení.

požadavky:  $|a_1| + |a_2| \leq 10\%$  nominální velikosti pole ve směru „a“  
 $|b_1| + |b_2| \leq 10\%$  nominální velikosti pole ve směru „b“

Parametry, s kterými mohu pracovat

1. Deklarované rozměry skenovaného objemu VOL (v dokumentaci, v zobrazovacím SW, nebo na ovladači RTG).
2. FOV na monitoru (používám zobrazení MPR) – je dané zobrazovacím SW, je neměnné.
3. FOV zaměřovací předexpoziční pro zvolený VOL.
4. FOV viditelné při vlastní expozici.
5. Zvětšení udávané v dokumentaci RTG přístroje, nebo alternativně zvětšení zjištěné měřením, které ovšem může být nepřesné.

- **Ke zjištění výšky a šířky RTG pole** používám RTG film v bezfoliové kazetě umístěný na krytu receptoru obrazu a **zvětšení, které je deklarované výrobcem, nebo které jsem schopen změřit.** Výsledek měření je vždy podhodnocen vzhledem k umístění RTG filmu před receptorem obrazu **ve vzdálenosti, kterou neznáme,** a tudíž ji nejsme schopni zahrnout do výpočtu. **Tato skutečnost nás ovšem posouvá do oblasti odhadu, ne výpočtu.**

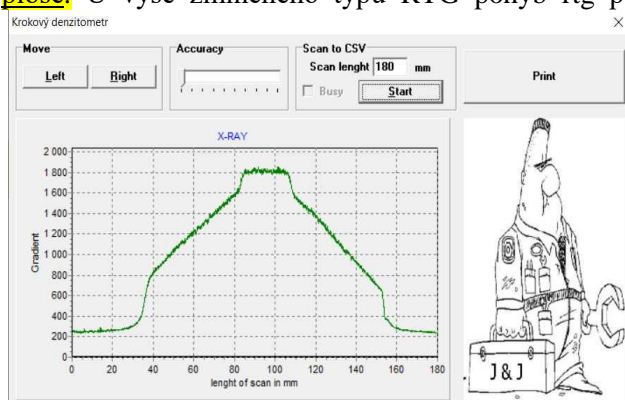
Příklad: Předpokládám možnou chybu cca do 5% v jednom směru. (rec. obr. 3cm pod krytem)  
Např.(ohnisko – rec.obr = 600mm - šířka svazku 100mm..... Kryt 570mm - šířka svazku 95mm)

- **Ke zjištění odchylek** na jednotlivých stranách RTG pole **potřebujeme získat obraz s měřitelnými artefakty ze zobrazovacího SW k porovnání s obrazem na RTG filmu.** Vzhledem ke geometrii měření (rotační pohyb a film na krytu rec. obr.). **To jde pouze u CT, kde isocentrická osa skenovaného objemu je shodná s osou rotace.** Fakt, že netransparentní artefakt, který se zobrazí na RTG filmu nikdy neumístím přesně do středu rotace **vždy zajistí stranové i výškové rozmazání obrazu na RTG filmu.**
- **Alternativní metoda hodnocení za pomoci náhledových oken předexpoziční a expoziční.** K hodnocení se použijí netransparentní pravítka. To je možné v SW aplikacích, které mají **náhledová okna (předexpoziční, nebo probíhající expoziční) shodných rozměrů s rozměry oken v MPR,** nebo jiném výsledném zobrazení. Fotografování a porovnávání takto získaných obrazů, které již bylo dříve zmiňováno na naší pravidelné schůzce, je velmi nepřesné. Doporučuji používat tlačítko **Print Screen,** které samozřejmě funguje pro zachycení obrazu z náhledového okna i během expoziční.

## 2. Geometrie, systémy skenu – obecně

Z pohledu geometrie rotačního pohybu skenují zubní CBCT RTG několika způsoby. Ty mohou být v různých kombinacích dostupné na jednom RTG pro zvolený VOL. Měření rozměrů RTG svazku uvedené v tomto dokumentu je založené na geometrii „RTG film v kazetě na krytu receptoru obrazu“

1. **Isocentrická osa skenovaného objemu je shodná s osou rotace C-ramena, RTG svazek prozařuje celý objem po celou dobu skenu a je vzhledem k receptoru obrazu fixní. OD RTG svazku na RTG filmu je homogenní v celé ploše.** V tomto případě se dá spočítat z velikost RTG svazku na krytu receptoru obrazu a zvětšení velikost RTG pole v isocentru skenovaného objemu, ovšem s chybou zvětšení, protože RTG film není na receptoru obrazu, ale na jeho krytu v neznámé vzdálenosti. Teoreticky lze určit i stranové přesahy, pokud by se nám povedlo umístit artefakt (např. ocelovou kuličku 25mm) přesně do isocentrické osy skenovaného objemu. Jakákoliv nepřesnost má ovšem za následek stranovou deformaci obrazu na RTG filmu. Z několika měření s touto ocelovou koulí jsem zjistil, že její zvětšení odpovídá zvětšení udávané v dokumentaci a vychází vždy menší, protože RTG film leží někde v jednotkách centimetrů před receptorem obrazu. Požadavek na velmi přesnou geometrii (umístění netransparentního artefaktu) má však za následek, že měření je jen velmi těžko reprodukovatelné.
2. **Isocentrická osa skenovaného objemu není shodná s osou rotace C-ramena a RTG svazek prozařuje >50 % objemu a je vzhledem k receptoru obrazu fixní.** Data pro rekonstrukci VOL jsou získána jedním skenem. OD RTG svazku na RTG filmu je homogenní v celé ploše.
3. **Isocentrická osa VOL je shodná s osou rotace C-ramena a RTG svazek prozařuje >50 % objemu.** (Např. přístroj CS 81003D) **RTG svazek je vzhledem k receptoru obrazu plovoucí.** Pohyb RTG svazku je zajištěn synchronizovaným pohybem vertikálních lamel clony. Při provedení celého skenu OD RTG svazku na RTG filmu není homogenní v celé ploše. U výše zmíněného typu RTG pohyb rtg pole začíná cca 3s po spuštění „rotace a expozice“. Pohyb RTG pole po receptoru obrazu je viditelný i v náhledovém okně po celou dobu expozice. Tento poznatek se dá využít pro získání homogenního pole na RTG filmu. S pomocí krokového denzitometru se dá s nevýznamnou chybou, spojenou s OD filmu odečíst velikost pole i z nehomogenního RTG svazku (ověřeno z měření).



4. **Isocentrická osa VOL není shodná s osou rotace C-ramena. Receptor obrazu, a tedy i RTG svazek je vzhledem k VOL výrazně užší.** Sken (multisken) je proveden dvěma, nebo třemi „rotačními expozicemi“. Výsledný VOL je pak spojen z jednotlivých expozic. Křivka pohybu C ramena je dána ve Firmware RTG přístroje podle zvoleného VOL. OD RTG svazku na RTG filmu je homogenní v celé ploše.

### 3. Zvětšení, zvětšení (kde najdu, jak změřím)

Ke stanovení velikost RTG svazku v rovině procházející isocentrem VOL potřebujeme znát zvětšení. To je specifikováno v dokumentaci, nebo v software k RTG (viz. obr pod textem vlevo Vatech, vpravo Dürr). Při umístění RTG filmu na kryt receptoru obrazu pak můžeme dopočítat velikost RTG svazku v rovině procházející isocentrem. Pokud není k dispozici možnost porovnání s digitálním obrazem, dá se vyhodnotit pouze celková odchylka od deklarované výšky a šířky (průměru) VOL. Vzhledem ke geometrii umístění RTG filmu a receptoru obrazu je výsledek vždy podhodnocen.

#### 3.1 Specifikace zvětšení v dokumentaci RTG přístroje, nebo v SW výrobce RTG.

## 12 Technical Specifications

### 12.1 Mechanical Specifications

#### Image Magnification

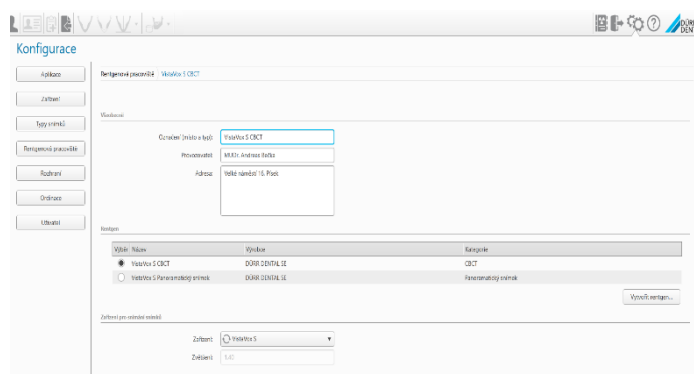
Mode	FDD (mm)	FOD (mm)	ODD (mm)	Magnification
PANO	585.9	439.7	146.2	1.33 constant
CEPH	1,745	1,524	221	1.14 constant
GT	642.3	409.7	232.6	1.56 constant

FDD : Focal Spot to Detector Distance

FOD : Focal Spot to Object Distance

ODD : Object to Detector Distance (ODD = FDD - FOD)

Magnification = FDD / FOD



#### 3.2 Zvětšení se dá ověřit umístěním objektu známé velikosti

(např ocelové kuličky 25mm) do isocentra VOL a jeho projekci na RTG film umístěný na krytu receptoru obrazu. Chyba projekce způsobená vzdáleností receptoru obrazu a krytu bude zmíněna později. Nevýhodou ověření zvětšení touto metodou je požadavek na přesné umístění do isocentra VOL. Z hlediska geometrie křivky pohybu C-ramena a fixního uchycení RTG filmu se tato metoda se **nedá použít u RTG s multiskenovým snímáním.**

#### 4. Geometrická velikost FOV v zobrazení MPR

Rekonstruovaný obraz VOL je distribuován do zobrazovacího SW. Prvotním nejčastěji používaným zobrazením je MPR – okno Multi Planární Rekonstrukce – současné zobrazení axiálních, koronálních a sagitálních řezů s 3D zobrazením VOL. **Rozměry FOV v těchto oknech jsou fixně dány zobrazovacím SW a jsou neměnné.** Zobrazené rozměry FOV si můžeme v MPR ověřit SW pravítkem, ovšem kontrolujeme vždy jen fixně nastavenou oblast zatemnění s odchylkou 0,0mm, kterou vytvořil SW inženýr vývojář. **Výsledkem porovnání FOV má být přesah RTG pole oproti diagnosticky viditelnému obrazu na monitoru).** **Důležitý je fakt, že elektronický rozměr výsledného FOV nemusí souhlasit s deklarovanými rozměry VOL.**

příklad z SW Sidexis

##### Objem snímku

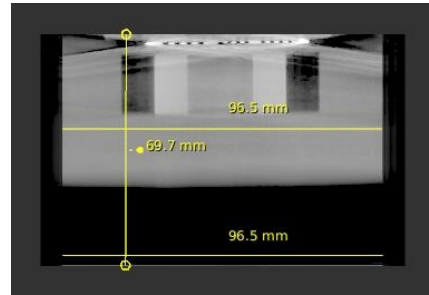
Zvolený objem snímku ovlivňuje výšku objemu snímku. Objem snímku dítě se zredukuje ve výšce. Průměr je identický.



Objem snímku normální  
Velikost (Š x V): cca 100 x 85 mm



Objem snímku dítě  
Velikost (Š x V): cca 100 x 70 mm



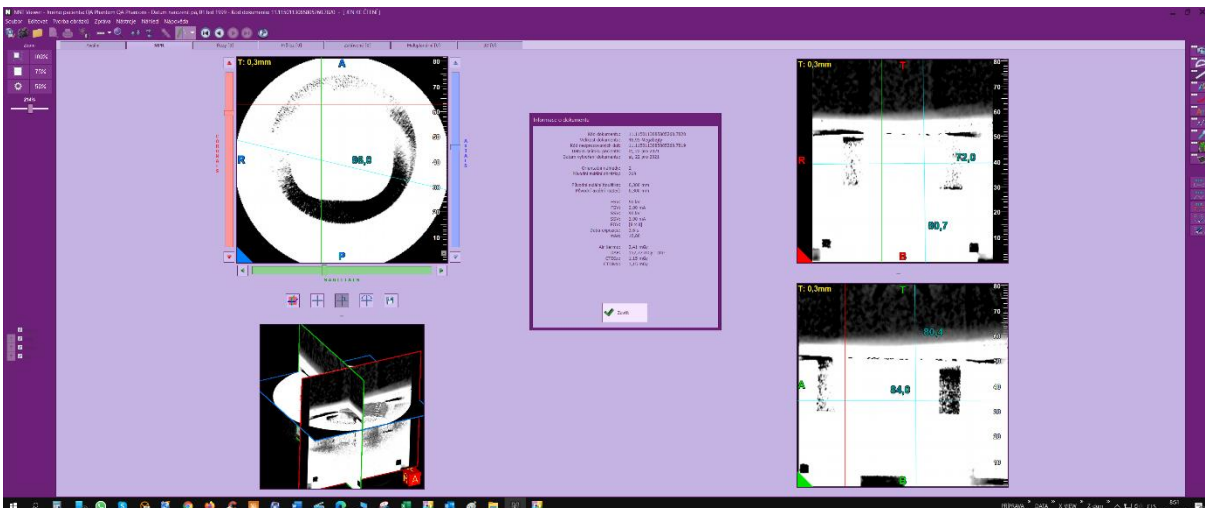
Při použití SW pravítka zjistím, že pro **deklarovaný VOL pr. 100mm x výška 70mm** je odečet průměru a výšky **96,5mm x 69,7mm.** **Jedná se o fixní zatemnění obrazu pro jednotlivé VOL. Můžeme si jej představit jako další vrstvu vypočítaného obrazu, nebo jeho orámování (ořezání).**

Další dva obrázky jsou z SW NNT pro VOL 8 x 8cm

- Průměr VOL - zatemnění axiálního řezu 86,0mm (vlevo nahoře)
- Průměr VOL - zatemnění v koronální rovině 72,0mm (vpravo nahoře)
- Průměr VOL - zatemnění v sagitální rovině 84,0mm (vpravo nahoře)

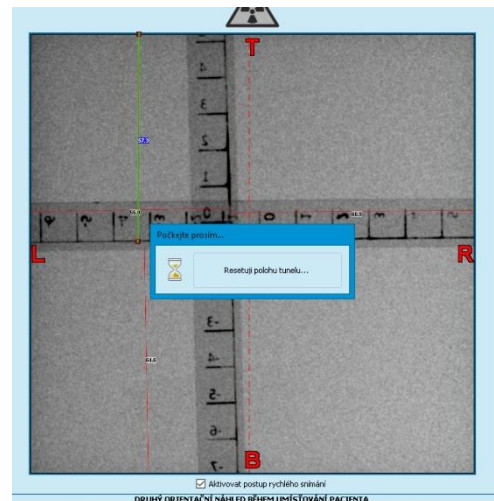
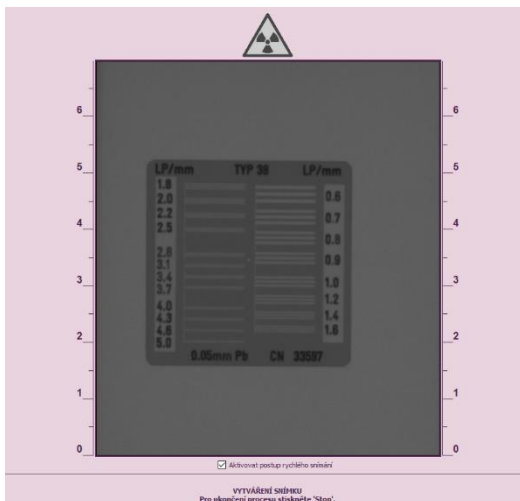
A problém je na světě – všechny 3 rozměry by měly být stejné, ale bohužel....

**Který průměr si mám vybrat?**



## 5. Náhledová okna a jejich velikost – alternativní metoda zjišťování rozměrů a přesahu RTG pole v rovině procházející isocentrickou osou FOV

Při porovnání velikosti RTG svazku na receptoru obrazu mohou pomoci náhledová okna zaměřovací předexpozice, nebo náhledová okna, která jsou aktivní během expozice. **V této fázi předexpozice, jsou již clony nastaveny na požadovanou velikost RTG svazku.** Vzhledem k tomu, že to jsou okna informační, jsou tyto rozměry zobrazeny pouze po stranách náhledového okna formou centimetrového pravítka, nebo jen značek, nebo po stranách oken vůbec nejsou. Jejich přesný rozměr není nikde deklarován a ani **shoda rozměrů náhledového okna s rozměry MPR oknech nikde není deklarována**, nicméně jejich velikost se mění s velikostí zvoleného VOL a z různých zobrazení se **dá předpokládat jejich shodná velikost s deklarovaným VOL**. Následující obrázky jsou z RTG Hyperion a NewTom Giano. U RTG NewTom (obr. vpravo) jsem byl u kalibrace a ve stejném oknu prováděl servisní technik ruční kalibraci a tomto oknu se objevovaly zeleně vyznačené oblasti snímání pro všechny dostupné FOV i různé pozice malých FOV (maxilární, okluzní a mandibulární). Na mou otázku, zda může posunout polostín až k této „zelené hranici“ reagoval „myslím správně“ přesně podle doporučení výrobce a nastavil přesahy tak, jak byl vyškolen „aby byla pokryta celá snímaná plocha s dostatečným přesahem“



### Využití náhledových oken k vyhodnocení FOV

1. Lze použít když isocentrická osa VOL je shodná s osou rotace C-ramena, RTG svazek prozařuje celý objem po celou dobu skenu. V tomto případě můžeme vyhodnotit i přesahy na jednotlivých stranách.
2. V ostatních případech geometrie skenu (viz bod 2.) lze vyhodnotit pouze přesahy výšky deklarované FOV, šířku nelze pro stanovení a hodnocení FOV použít.

## 6. Deklarovaný objem v dokumentaci

Skenovaný objem je vždy deklarován na RTG přístroji, nebo v ovládacím nebo zobrazovacím SW, a v dokumentaci. **Někteří výrobci uvádí přibližné zobrazení rozměrů** VOL, čímž se při hodnocení dostáváme do stavu, kdy na **hodnotu cca.... nejde aplikovat tolerance.**

Pro příklad uvádím **výťah z manuálu ORTHOPHOS XG 3D, kde údaje o velikosti VOL jsou pouze přibližné "v textu ...cca".....**

### 5.7 Volumetrická expozice

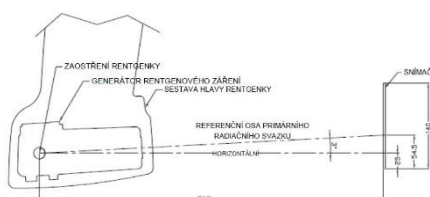
5.7.1 VOL1 – Popis programu ..... „*Oblast volumetrické expozice/zorného pole odpovídá válci o průměru cca. 8 cm a výšce cca. 8 cm. Pro snížení dávky lze oblast expozice horní/dolní čelisti zkolimovat na cca. 5,5cm. V krajové oblasti válce může dojít k rozmazání obrazu. Objekty jsou však zobrazeny v nejvyšší možné kvalitě obrazu.....*“

## 7. Roof efekt, potřebná velikost RTG svazku pro zobrazení deklarovaného objemu, výpočet velikosti RTG svazku v isocentru skenu podle zvětšení

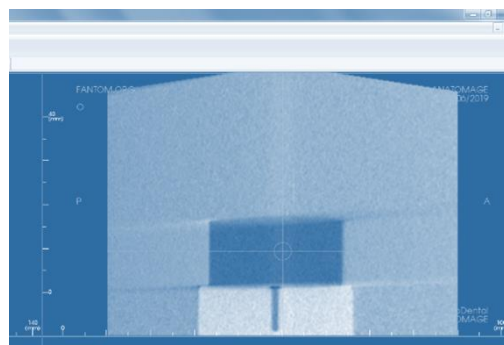
„Artefaktem“ u některých RTG je ve výsledném MPR zobrazení projekce kuželové vrchní části VOL. Jde však o úmyslné nastavení vrchní lamely RTG clony na deklarovanou velikost FOV. Tvar zobrazeného VOL je dán geometrii RTG svazku, který směřuje ve spodní části cca vodorovně a ve vrchní části již významně vzhůru. Efekt je viditelný u velkých objemů, jeho vznik se dá předpokládat z geometrie

- viz. obr. pod textem

Obrázek 5 Umístění referenční osy pro panoramatické a 3D zobrazování



44 Rada CS 8100 3D Bezpečnost, regulační a technické specifikace (SM844\_cs\_Ed12)

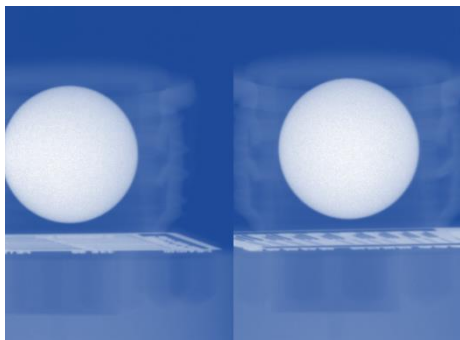


Tento efekt u některých CBCT RTG ukazuje na další možnost problému při měření výšky RTG svazku u VOL velkých formátů (např. pr.8cm x výška 8cm). Pokud chcí zobrazit celý deklarovaný objem, musím kolimovat RTG svazek tak, aby na vstupní rovině VOL (která se nachází 4cm před isocentrickou osou VOL) měl výšku minimálně 8cm. Jeho výška v rovině isocentra je větší cca o 15% (při vzdálenosti ohnisko - isocentrická osa VOL = 30cm).

## 8. Vstupní chyby ovlivňující výsledek testu

- Umístění RTG filmu v neznámé vzdálenosti od rec. obr. – parametr, který ovlivní hodnocení velikosti vypočítaný pomocí zvětšení. Velikost RTG svazku na RTG filmu, který je umístěn na krytu receptoru obrazu je vždy menší, než velikost RTG svazku v rovině receptoru obrazu. Výsledná velikost RTG pole uvedená ve výpočtu by se měla korigovat (bohužel neznámým koeficientem). *Velikost RTG pole v rovině procházející isocentrem VOL je při použití RTG filmu na krytu receptoru obrazu vždy podhodnocena.*

- Zvětšení zjištěné pomocí kuličky v isocentru VOL – pokud kulička není umístěna přímo v isocentru, pak její projekce na RTG film vede ke špatnému určení zvětšení (*na střed jí nedáme nikdy, pouze se ke středu blížíme s větší či menší nepřesností*). Na obrázku je předozadní a boční projekce z předexpozice s kuličkou, která není přesně v isocentru. Rozdíl ve velikosti je jasně viditelná. Chybné umístění, které nastane i s pomocí laserových zaměřovačů má za následek rozmazání obrazu kuličky na odečtovém RTG filmu. Chybně odečtené rozměry mají potom významný vliv na další výpočty.



- SW velikost náhledového okna – nemusí být shodná s deklarovaným VOL a následně i zobrazené FOV
- Odečty vzdáleností elektronickým pravítkem v MPR zobrazení
- Odečty vzdáleností z RTG filmu



## 9. Závěr

- Primárně by bylo dobré přesně definovat co měříme, „*respektive co umíme změřit*“.
  - bod v protokolech se nazývá 5.5.1 Field of view
  - měříme přesah RTG svazku
  - *podle doporučení* přesah přes deklarovaný skenovaný objem (VOL)?
  - nebo *podle názvu bodu* přesah přes obraz viditelný na monitoru (FOV)?

Vzhledem k výše zmíněným **??metodickým??** chybám při měření, které nejsme schopni vyloučit, vyplývá, že

- Stanovení velikosti RTG svazku v oblasti FOV lze, ovšem s velkou nepřesností.
- V případě, že SW vůbec nepoužívá náhledová okna předexpozice, nebo reálného skenu, lze vyhodnotit pouze velikost RTG pole v rovině FOV pomocí zvětšení bez možnosti stanovení odchylek na jednotlivých stranách. (*ještě jsem to nezkoušel, ale při psaní tohoto dokumentu mě napadlo použít co nejmenšího artefaktu umístěného přibližně do isocentra, a z projekce na RTG filmu středem „deformované, nebo rozmazané“ oblasti... a.t.d.....ale, to je spíš do diskuse...*)
- Při porovnání RTG svazku rozměrů FOV z MPR zobrazení, (kde oblast zatemnění má menší rozměr, než deklarovaný VOL) se chyba ještě zvětší.
- Pokud má servis nějaký kalibrační SW na seřízení clon, postupuje vždy podle *nastavovacího předpisu výrobce RTG.*
- Většina nových CT RTG provádí kalibraci v automatickém modu bez možnosti zásahu do celé procedury.
- Výsledek překračující toleranci tedy nemusí být **závada, která vznikla špatnou kalibrací, nebo nesprávnou funkcí RTG přístroje !!!**
- *RP 172 na str. 153 a 154 se píše, že..... „výsledky mimo tyto úrovně by měly být prošetřeny a přijmout opatření. Může být vyžadována rada odborníka na lékařskou fyziku, nebo servisního technika. Dále pak.....“Tato tabulka představuje počáteční pokyny založené na současných zkušenostech s dentálními CBCT. Ty by měly být kriticky přezkoumány, protože se získávají zkušenosti s testováním.“*
- Vzhledem k vývoji CBCT a různým systémům skenu a zpracování obrazu bych považoval za nejjednodušší (sjednocující) pouze odečet velikosti RTG pole na krytu receptoru obrazu a „vyjádření velikosti RTG svazku v oblasti FOV“ bez uvádění tolerance, (nebo aby to dávalo smysl, tak do protokolu uvést definici „velikost RTG svazku v oblasti FOV s chybami uvedenými v tomto dokumentu, nebo v metodice měření, nebo v nějakém následném doporučení ze strany SÚJB)
  - nebo implementace bodu 5.5.1 do 5.5.3 pro maximální objem. (v bodu 5.5.3 by byl uveden i přibližný rozměr RTG svazku v rovině procházející isocentrem FOV

# CBCT bod 5.7 Hodnocení obrazu v ROI

1. Některé SW na pracovišti tuto funkci nemají
2. U RTG s originálním fantomem přednostně využívat akviziční SW pro hodnocení 3D
3. Komentář k hodnotám HU
4. Závěr

## 1. Některé SW na pracovišti tuto funkci nemají

Hodnocení obrazu provádíme na základě parametrů získaných při vyhodnocování obrazu ve zvolených ROI. Pracujeme s dostupnými informacemi na a s možnostmi ovládacího SW na pracovišti u RTG (*HU, nebo pixel value, standardní odchylkou, nebo s parametrem odstup signál-šum*). Některé ovládací SW, ovšem hodnocení v ROI nemají (*nebo nemají nainstalovaný akviziční program který to umí – úmyslně nebudu uvádět které*)

V těchto případech lze exportovat VOL ve formátu dicom, ovšem může nastat problém s tím, že

- Dicom nebo dicomdir nemusí být kompatibilní s jiným dicom prohlížečem a nelze tedy na jiném prohlížeči vyhodnotit
- Hodnocení bude provedeno v jiném SW
- Hodnocení bude provedeno na jiném monitoru (*mimo pracoviště s RTG*)

## 2. U RTG s originálním fantomem přednostně využívat akviziční SW pro hodnocení 3D

Je to rychlejší, přesnější jak z hlediska geometrie, tak z hlediska nastavení expozičních parametrů. Ohledně dlouhodobé reprodukovatelnosti by při vyhodnocování měly být v protokolu uvedeny veškeré dostupné parametry snímku (expoziční parametry, velikost VOL, voxelsize, případně ostatní uživatelsky viditelná nastavení, např. centrace VOL – (*při následující ZDS to velmi zjednoduší a zrychlí měření a vyloučí případné chyby výsledků testu*))

## 3. Komentář k hodnotám HU

Požadavky na hodnotu HU začaly s prvními zubními CT logicky, jako navazující součást kalibrací na velkých diagnostických CT. Postupem času někteří výrobci začali uvádět fakt (*možná se tím i chránit*), že hodnoty HU jsou informativní, nebo že tyto hodnoty nelze použít pro lékařskou diagnostiku.

Např: CS 8100 3D Family Safety, Regulatory & Technical Specification (SM844)\_Ed04  
CS 8100 3D neposkytuje čísla počítačové tomografie (CT), proto konvenční analýzy využívající čísla CT nelze provést. Z hlediska diagnózy a využití, **nebo používání RTG pro....atd....**) to má svou logiku.

Setkal jsem se s tím i v manuálech jiných RTG.

#### 4. Závěr

Mód CBCT a jeho SW funkce u RTG přístroje je dán výrobcem. Vyhodnocování dat z exportu může být velice komplikované a myslím, že např. hodnocení artefaktů na jiném monitoru je nepřijatelné.

Z těchto skutečností mi vyplývá, že „**měřit bychom měli jen to, co RTG a jeho SW na každém jednom konkrétním pracovišti umožňuje**“.

#### 5. Do diskuse

##### 1. 3D fantomy CBCT

3D fantomy CBCT bych zařadil do servisních kalibračních pomůcek. Jejich použití bývá přístupné v servisních programech, které jsou určeny výhradně pro servisní techniky. ZPS má být jednoduchý proces k odhalení závady. Za mé praxe jsem se 2x setkal s případem, že by za použití 3D fantomu byla nějaká závada autorizovaným servisním technikem odhalena. Používání těchto sofistikovaných SW obsluhou RTG v současné době nefunguje. CBCT jsou v současné době pravidelně kontrolovány autorizovaným servisem, který tento QA test, nebo i kalibraci má v doporučení výrobce. Mohu jen reprodukovat větu jednoho opravdu špičkového RTG technika. „Je to pořád stejné, provedl jsem BTK s kalibrací, po mém odchodu se na RTG nic nezměnilo“

Nicméně test při BTK hotov a kontrola kvality zobrazení je z této strany dostatečně zajištěna. *(myslím, to je jen můj názor).*

Koupit veškeré fantomy 3D ke každému CBCT, když celá sada nejmenovaného výrobce stojí 160 000 Kč, aby pak ležely ve skříni u každého CBCT? Na tuto otázku bych odpověděl zase otázkou. Jaký bude přínos za tento finanční obnos za fantomy při nulové detekci závad?

Z několikaletých výsledků měření a z hlediska poruchovosti, nebo spíše neporuchovosti, digitálních OPG a CBCT, je možná načase rozvolnit i periodu ZPS na CBCT, kdy by byla provedena autorizovaným servisem při BTK. To by myslím dalo do souladu současnou skutečnou situaci v provozu OPG/CBCT s legislativními požadavky.

##### 2. Reprodukovatelnost v modu CBCT *(i když v modu pulzního provozu)*

Je to pořád stejný generátor OPG / kefalo / CBCT.....

##### 3. Rozlišení při vysokém a nízkém kontrastu v modu kefalo

Jen názor ze sezení o NRS

Zpracoval: Jindřich Jirásek 16.1.2022

Dokument je díky popisu jednotlivých skutečností na prezentaci velmi rozsáhlý, proto ho nechávám ve Wordu a neočekávám okamžitou reakci. Myslím ale, že s popisem jednotlivých situací při měření bude o čem diskutovat s kolegy, kteří zubní CT aktivně měří a doufám, že přinese sjednocení a zjednodušení těchto měření.