

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**

**1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

**Zobrazovací technika ve stomatologii Srovnání využití  
intraorálního a ortopantomografického rentgenu v ordinaci  
praktického stomatologa**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce:  
**MUDr. Ladislav Korábek, CSc.**

Vypracoval:  
**Martin Beroušek**

**PRAHA, ČERVEN 2006**

## Abstrakt

Název

Zobrazovací technika ve stomatologii, srovnání využití intraorálního a ortopantomografického rentgenu v ordinaci praktického stomatologa

**Cíle práce :** V mé práci jsem chtěl zpracovat problematiku rentgenových přístrojů ve stomatologii, včetně historického hlediska a obecného pojednání o rentgenologické technice. Dále jsem se zaměřil na dnes rychle postupující digitální zpracování rentgenového obrazu, protože se domnívám, že to je směr jakým se bude rentgenologie v budoucích letech jednoznačně ubírat. Nevynechal jsem ani povinnou kapitolu týkající se ionizujícího záření, ochraně před ním a osobní dozimetrie.

**Metoda:** Bylo použito několik dostupných literárních zdrojů, ze kterých byly čerpány informace pro získání přehledu o jednotlivých typech rentgenových přístrojů, včetně digitálního zpracování rtg obrazu.

**Výsledky:** V závěru jsem se pokusil porovnat využívání dvou nejpoužívanějších přístrojů- intraorálního a ortopantomografického rentgenu. Vycházel jsem z obecně přijímaného tvrzení, že se ortopantomogram využívá hlavně jako skriningový nástroj a také při snímkování během vstupní prohlídky a intraorální rentgenový přístroj se používá na většinu ostatních, běžně se vyskytujících indikací. A proto je tedy intraorální rentgen používanější

**Klíčová slova:** rentgen, zobrazovací systém, digitalizace, intraorální, ortopantomografický,

*M. Beroušek, červen 2006*

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a použil pouze uvedené literatury.

Praha, 2006

Martin Beroušek

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Martin Beroušek

## Poděkování

Děkuji MUDr. Ladislavu Korábkovi, CSc. za odborné vedení  
diplomové práce a MUDr. Janu Berouškovi za cenné rady a zapůjčení studijních  
materiálů

## OBSAH

<b>ABSTRAKT .....</b>	<b>2</b>
<b>1. CÍL PRÁCE .....</b>	<b>8</b>
<b>2. METODIKA.....</b>	<b>8</b>
<b>3. HISTORIE.....</b>	<b>8</b>
<b>4. RENTGENKA .....</b>	<b>11</b>
4.1 Optické parametry rentgenek.....	13
4.2 Elektrické charakteristiky rentgenek .....	14
<b>5. RENTGENOVÉ PŘÍSTROJE .....</b>	<b>15</b>
5.1 Klasifikace rentgenových přístrojů.....	15
<b>6. CLONY, KOLIMÁTORY A MŘÍŽKY .....</b>	<b>16</b>
<b>7. DIGITÁLNÍ RENTGENOLOGIE .....</b>	<b>18</b>
7.1 Digitální zpracování obrazu.....	22
7.2 Digitální subtrakční radiografie (DSR) .....	23
7.3 Tuned Aperture Computed Tomography (TACT®).....	24
7.4 Computertomography (CT) a Digital Volumetomography (DVT) .....	25
<b>8. TECHNIKA SNÍMKOVÁNÍ ZUBŮ .....</b>	<b>27</b>
<b>9. RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ .....</b>	<b>30</b>
9.1 Fyzikálně-chemické účinky ionizujícího záření .....	31
9.2 Profesionální ozáření.....	31
9.3 Základní cíle radiační ochrany.....	32
9.3.1 Základní způsoby ochrany před zářením .....	32
<b>10. RADIAČNÍ MONITOROVÁNÍ A OSOBNÍ DOZIMETRIE .....</b>	<b>34</b>

<b>10.1. Monitorování osob - osobní dozimetrie.....</b>	<b>34</b>
10.1.1. Osobní filmové dozimetry .....	35
<b>10.2. Radiační ochrana na pracovištích s ionizujícím zářením.....</b>	<b>36</b>
10.2.1. Uspořádání pracoviště a jejich kategorie .....	36
<b>10.3. Radiační zátěž při radiační diagnostice a terapii.....</b>	<b>36</b>
<b>10.4 Organizační a legislativní zajištění radiační ochrany.....</b>	<b>37</b>
<b>11. SROVNÁNÍ INTRAORÁLNÍHO A ORTOPANTOMOGRFICKÉHO RENTGENOVÉHO PŘÍSTROJE .....</b>	<b>38</b>
11.1. Výsledky a diskuse.....	39
<b>12. ZÁVĚR.....</b>	<b>44</b>
<b>13. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....</b>	<b>45</b>

## 1. Cíl práce

V mé práci jsem chtěl zpracovat problematiku rentgenových přístrojů ve stomatologii, včetně historického hlediska a obecného pojednání o rentgenologické technice. Dále jsem se zaměřil na dnes rychle postupující digitalizaci rtg záznamu, protože se domnívám, že to je směr jakým se bude rentgenologie v budoucích letech jednoznačně ubírat. Nevynechal jsem ani povinnou kapitolu týkající se ionizujícího záření, ochraně před ním a osobní dozimetrie.

V závěru jsem se pokusil porovnat využívání dvou nejpoužívanějších přístrojů- intraorálního a ortopantomografického rentgenu. Vycházel jsem z obecně přijímaného tvrzení, že se ortopantomogram využívá hlavně jako skrínigový nástroj a také při snímkování během vstupní prohlídky a intraorální rentgenový přístroj se používá na většinu ostatních, běžně se vyskytujících indikací. A proto je tedy intraorální rentgen používanější.

## 2. Metodika

Při zkoumání dané problematiky budou zpracovány informace z různých literárních pramenů a poznatky autorů i poznatky vlastní sumarizovány do přehledné formy, aby bylo možné dojít k odpovídajícím závěrům. Při získávání informačních zdrojů budou použity internetové vyhledávače a internetové databáze odborné literatury. Výsledky a diskuse jsou obsaženy v kapitole 10.

## 3. Historie

Rentgenové záření (paprsky X) objevil německý fyzik Wilhelm Conrad Rentgen. Narodil se 27. března 1845 v Lennep v Německu. Působil jako profesor na univerzitě ve Strasburgu, Giessenu, Würzburgu a v Mnichově.





Obr 1. Wilhelm Conrad Rentgen

Večer 8. listopadu 1895 experimentoval s elektrickými výboji v katodové trubici, kterou obalil černým papírem, aby ho při pozorování světelných jevů vyvolaných katodovými paprsky vystupujícími z trubice tenkým hliníkovým okénkem nerušilo světlo výboje. Přestože neprůsvitný obal nemohl žádné viditelné ani ultrafialové světlo propustit, krystalky platnatokyanidu barnatého, ležící na experimentátorově stole, se ve tmě laboratoře bledozeleně rozzářily.



Obr 2. První zveřejněný rentgenový snímek-ruka Rentgenovy ženy s prstenem

Po tomto náhodném objevu Rentgen experimentoval tak horlivě, že po šest týdnů v laboratoři jedl i spal. 22. prosince 1895 pořídil první zveřejněný rentgenový snímek-

ruky své ženy s prstenem. Oficiální sdělení „O novém druhu paprsků“ vyšlo 1. ledna 1896 v časopise Fyzikálně lékařské společnosti univerzity ve Würzburgu. W. C. Rentgen získal za svůj objev při prvním udílení Nobelových cen, v prosinci 1901, ocenění za objev v oblasti fyziky. Rentgen zemřel v Mnichově 10. února 1923 na rakovinu střev způsobenou vysokými dávkami záření.

U nás se rentgenologii začal jako první vědec věnovat prof. Karel Domalíp z české techniky v Praze, sestrojil si primitivní rentgenku a 17. dubna 1896 prezentoval na schůzi přírodovědné sekce české akademie věd snímek ruky.

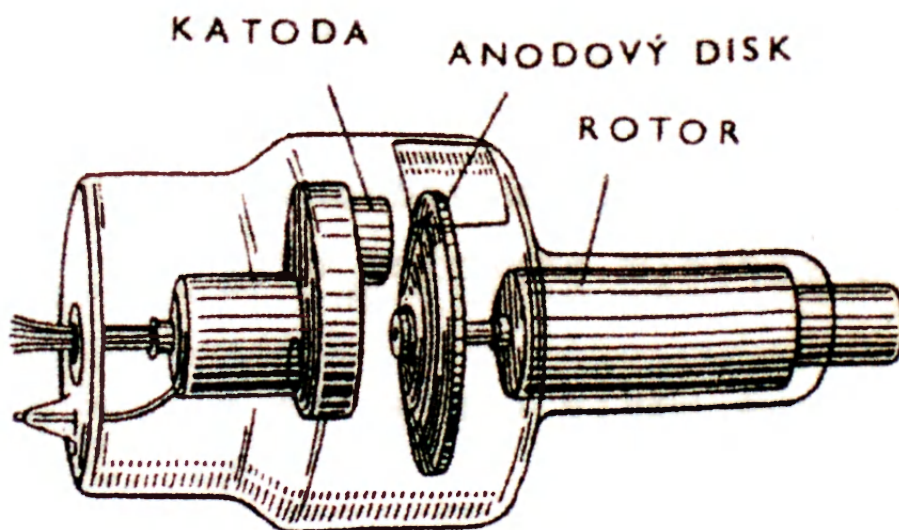
První medicínsky odbornější komentář u nás uveřejnil 24. ledna 1896 MUDr. Duchoslav Panýrek v populárním týdeníku Světozor. Komerčně byl u nás Röntgenův objev poprvé využit pražským hoteliérem Cěfkou, když v průběhu roku 1896 ve svém hotelu U černého koně zřídil rentgenový kabinet. Zájemci si tam mohli prohlédnout kosti vlastní ruky. A právě zde se s rentgenem setkal největší průkopník rentgenologie u nás, osmadvacetiletý Rudolf Jedlička. Později napsal: „Objevem Rentgenovým a uvedením jeho do diagnostiky lékařské nabyli jsme takřka o jeden smysl víc“. Někdy na přelomu let 1896-97 přivedl do Cěfkova kabinetu jednoho ze svých pacientů a lokalizoval mu tam spolknutý hřebík v žaludku. Podle popisu polohy ho pak Jedličkův šéf Karel Maydl 12. ledna 1897 vyoperoval.

## 4. Rentgenka

Zdrojem rentgenového záření je v rentgenových zobrazovacích systémech rentgenka. Rozlišuje se několik různých druhů rentgenek.

Rentgenka s pevnou anodou – její anoda se při expozici nepohybuje.

Rentgenka s rotační anodou – její anoda se při snímkování v rentgenografii (někdy i v skiaskopii) otáčí a to podle kmitočtu napětí přiváděného na stator rentgenky, je to nejčastěji 2800, 5600, 8500 nebo 17000 ot/min. V rentgenkách s rotující anodou se dosahuje pulsní výkon 50 – 100 kW. Maximální provozní napětí je obvykle 25 – 150 kV.



Obr 3. Základní uspořádání rentgenové lampy s rotující anodou

Zdrojem elektronů u rentgenky je v podstatě vždy katoda (nejčastěji ve tvaru válečku s wolframovým žhavicím vláknem). Termokatoda je ohřívána na teplotu 2200 – 2500 °C. V některých impulsních rentgenkách (tzv. zábleskových) vzniká emise elektronů ze studené anody, na kterou se přivede vhodný impuls vysokého napětí. Ve skleněné nebo keramické baňce (s maximální tloušťkou skleněných stěn 2,5 mm), s vakuem  $10^{-5}$  až  $5 \cdot 10^{-6}$  Pa, je v konstantní vzdálenosti katoda vůči anodě. Sklo rentgenky musí mít vhodné dielektrické, tepelné a vakuové vlastnosti. Experimentálně bylo zjištěno, že ve skle s tloušťkou 2 – 3 mm se pohlcuje 20 – 25% rentgenového záření při  $U_a = 50$  kV, a 60 – 70% při  $U_a = 25$  kV. Výsledkem je vždy zvýšení tvrdosti rentgenového záření. V rentgenkách používaných při napětí  $U_a > 30$  kV se někdy používá výstupní okénko z berylia (které má pro rentgenové záření malou pohltivost). V rentgenkách pro  $U_a < 30$  kV se ve skle baňky v místě výstupu rentgenova paprsku vybrušuje ploška. Tloušťka skla se v tomto místě zmenšuje na 1-1,5 mm (aby se zmenšilo zeslabování rentgenova záření).

Anoda rentgenky je ve tvaru destičky z neschodně tavitelného kovu (její teplota bývá do 400 °C), která je u rentgenek s rotační anodou připájena na masivní měděnou

osu. Průměr anody závisí na výkonu rentgenky a pro wolframové anody je 50-125 mm, pro grafitové anody 90-150 mm. Rentgenky středního a velkého výkonu mají baňku s rozšířenou střední částí ( $\varnothing$  132-140 mm) a úzkou u anodového hrdla ( $\varnothing$  45-56 mm). Rozšíření střední části vede ke zmenšení ohřevu skla od tepelného záření elektrod. Oddálení skla z oblasti silného elektrického pole umožňuje zvětšit elektrickou pevnost rentgenky.

Rentgenové záření vzniká v tenké povrchové vrstvě anody. Teplotní gradient při šíření tepla od ohniska rentgenky do hloubky anodového disku může dosáhnout velkých hodnot. Přitom vznikají značná vnitřní pnutí (stahování a roztahování), která vyvolávají rozrušování povrchu ohniskové dráhy.

Zaostření elektronového paprsku se dosahuje optimalizací elektronového pole v mezielektrodovém prostoru (v blízkosti katody má na trajektorii elektronů pochopitelně značný vliv tvar anody). Při bombardování ohniska rentgenky svazkem elektronů se část primárních elektronů odráží od povrchu anody pod různými úhly. Odražené elektrony mají různou rychlost. Rychlé elektrony při srážce téměř neztrácejí svou energii, kdežto pomalejší při neelastické srážce ztrácejí část své pohybové energie. Koeficient sekundární emise  $\sigma$  se postupně snižuje se zvětšováním anodového napětí rentgenky (při dosažení určitého minima se hodnota koeficientu  $\sigma$  již s dalším zvětšováním  $U_a$  nemění).

Sekundární elektrony, brzděné elektrickým polem, mění svoji dráhu a převážně se znovu vrací na anodu, kde vyvolají tzv. afokální záření. Toto záření snižují ostrost obrazu vyšetřovaného objektu. Aby se jakost rentgenogramu příliš nesnížila, je nutno co nejvíce potlačit nepříznivý vliv sekundárních elektronů. Používají se například baňky s optimální geometrií z vysoce jakostního skla, eventuelně s kovovou střední částí. Dále je třeba dodržet podmínku  $R_a = R_f + 2d$ , kde  $R_a$  = poloměr anody,  $R_f$  = poloměr ohniska,  $d$  = mezielektrodová vzdálenost.

#### **4.1 Optické parametry rentgenek**

Technické ohnisko rentgenky je část povrchu anody, na níž dopadá tok elektronů. U rentgenky s pevnou anodou je totožné s elektronickým ohniskem. U rentgenek s rotační anodou je termické ohnisko částí povrchu anody, na kterou dopadají elektrony při její jedné otáčce. V blízkosti středu termického ohniska dochází k maximální emisi rentgenova záření.

Elektronické ohnisko rentgenky je plocha na anodě rentgenky (přibližně obdélníkového tvaru), na kterou je soustředěn tok elektronů a z níž vychází rentgenové záření. Udává se délkou stran tohoto obdélníku, např. 2\*5 mm.

Optické ohnisko rentgenky je průmět elektronického ohniska do roviny kolmé k centrálnímu paprsku. Obvykle se pro získání potřebné plochy optického ohniska (které má přibližně čtvercový tvar) při promítání pod malými úhly volí poměr délky k šířce elektronického ohniska minimálně 2.

## **4.2 Elektrické charakteristiky rentgenek**

Anodové napětí  $U_a$  je vrcholová hodnota napětí mezi anodou a katodou rentgenky v kV.

Anodový proud  $I_a$  je střední hodnota proudu protékajícího anodovým obvodem rentgenky (obvykle v mA).

Dlouhodobý anodový proud je střední hodnota proudu protékajícího anodovým obvodem rentgenky po dobu 2 ½ hodiny

Krátkodobý anodový proud je největší dovolený proud rentgenky po dobu 0,1 s.

Jmenovitý anodový příkon je elektrický příkon v kW, kterým je možno zatížit anodu rentgenky. U rentgenky s pevnou anodou po dobu 1 s (při napájení dvoupulsovým generátorem), u rentgenky s rotační anodou po dobu 100 ms (při napájení šestipulsovým generátorem).

## 5. Rentgenové přístroje

### 5.1 Klasifikace rentgenových přístrojů

Pro diagnostiku má dosud v řadě případů nezastupitelnou úlohu rentgenové vyšetření. To umožňují rentgenové přístroje jednak zhotovováním rentgenových snímků, jednak skiaskopická vyšetření. Obojí s co nejvyšší účinností – přičemž současné rentgenové přístroje umožňují snímkování pacienta stojícího, ležícího i sedícího. Konstrukční řešení mnohých radiografických kompletů poskytují získat i boční snímky (především ležícího pacienta). Aby se škodlivé účinky rentgenového záření maximálně omezily, vymezuje se svazek rentgenového záření (vycházející z okénka rentgenky) primární clonou. Konstrukční řešení krytu (vyloženého olověným těsněním) musí zajišťovat co nejdokonalejší ochranu nejen pacienta, ale i vyšetřujícího personálu před škodlivým zářením a vysokým napětím.

Vývojově nejstarším je jednopulsový rentgenový přístroj, u něhož je v průběhu jedné periody primárního střídavého napětí dodáván na anodu rentgenky jeden kladný napět'ový impuls. Může být bez usměrnění nebo s jednocestným usměrněním. Postupně byly vyráběny rentgenové přístroje: dvoupulsový (dva napět'ové impulsy v průběhu jedné periody síťového napětí) a šestipulsový. Ten je napájen z třífázové sítě, podobně jako dvanáctipulsový rentgenový přístroj. V posledním případě má transformátor vysokého napětí dvojitě sekundární vinutí, jedno je zapojeno do hvězdy, druhé do trojúhelníka.

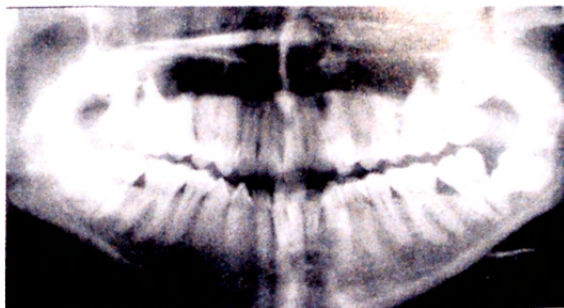
Vývojově nejmladší je multipulsní rentgenový přístroj, u něhož se transformace vysokého napětí pro napájení rentgenového zářiče uskutečňuje na kmitočtu několika kHz. Takto získané vysoké napětí má po usměrnění zvlnění okolo 10 % (této hodnoty zvlnění dosahovaly dosud jen výkonné rtg přístroje s dvanáctipulsovým usměrněním). Dosažení takto nízké hodnoty zvlnění vysokého napětí znamená zvýšení výtěžnosti rentgenového záření (asi 2x proti dvoupulsnímu přístroji) při současném potlačení vzniku měkkého záření. Výsledkem je mimo jiné možnost užití menšího ohniska rentgenky a tím vyšší rozlišovací schopnost rentgenogramu. Současně se zkracuje

expoziční čas (oproti dvoupulsnímu přístroji je tento čas asi poloviční) a snižuje se velikost absorbované dávky záření ( asi 1/3 vůči dvoupulsnímu přístroji).

Pro mnoho parametrů rentgenogramu a vůbec diagnostický přínos má velký význam správná volba anodového napětí rentgenky. Hodnota anodového napětí u diagnostických a dentálních rentgenů musí zajistit přenos celého rozsahu gradace při konstantní strmosti (tj. pracovní oblast je v přímkové části senzimetrické křivky rentgenového filmu). Aby bylo možno dosáhnout optimálních podmínek při rozsáhlé tloušťce snímaných objektů (od 0,5 do 50 cm) je nutné, aby v rentgenovém přístroji byla umožněna volba z dostatečného počtu předvolených hodnot anodového napětí.

U dentálních rentgenů pro snímkování jednoho zubu je snímkovací napětí nejčastěji kolem 50 kV, při snímkování paralelní technikou skupiny zubů se snímkovací napětí volí mezi 65 až 75 kV.

U panoramatických dentálních rtg zařízení je používáno napětí 50 až 100 kV se snímkovacím proudem od 5 do 15 mA.



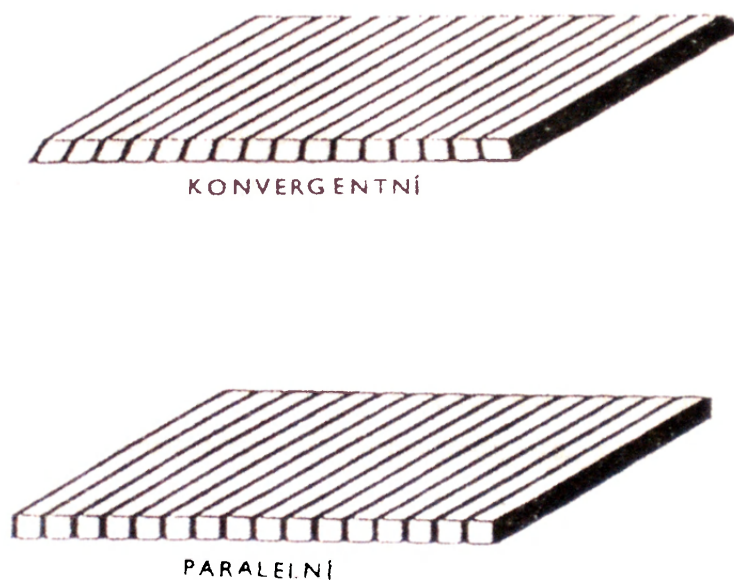
Obr 4. Snímek z panoramatického rentgenového přístroje

## 6. Clony, kolimátory a mřížky

Pro vytvoření požadovaného pracovního pole zářivého toku se v rentgenových zařízeních používají clony (jejich rovina je kolmá k ose svazku rtg záření). Důležitost správného vymezení radiačního záření souvisí s požadavkem maximálně zmenšit rozptýlené záření v rovině detektoru a také snížit radiační zátěž pacienta. Kritériem jakosti clony je výsledná šířka polostínu na kraji pole zářivého toku.



Pro zmenšení vlivu rozptýleného záření, vznikajícího ve vyšetřovaném objektu, a také ve vlastním rentgenovém zařízení, se používají kolimátory a mřížky. Umisťují se mezi ohnisko rentgenky a detektor záření. Na obr. 11 jsou znázorněny kolimátory (lineární mřížky): konvergentní a paralelní. Pro odstranění stínů od lamel kolimátorů se v současných rentgenech někdy používají pohyblivé mřížky, které se během expozice pohybují. Aby se zabránilo vzniku stroboskopického jevu, musí se rastr pohybovat rychlostí buď větší nebo menší než je kritická rychlost.



Obr. 11. Kolimátory (lineární mřížky)

V některých případech se naopak pro zmenšení kontrastu používají křížové mřížky tvořené dvěma mřížkami lineárními. Svírají spolu určitý úhel. Jestliže je tento úhel  $90^\circ$ , pak se nazývají pravoúhlé.

Selektivita kolimátoru (mřížky) se určuje poměrem propustnosti pro primární rtg záření k propustnosti pro rozptýlené rtg záření.

Činitel zvětšení (prodloužení) expozice při použití kolimátoru (mřížky) se určuje poměrem intenzity rtg záření bez kolimátoru (mřížky) k intenzitě rtg záření při použití kolimátoru (mřížky).



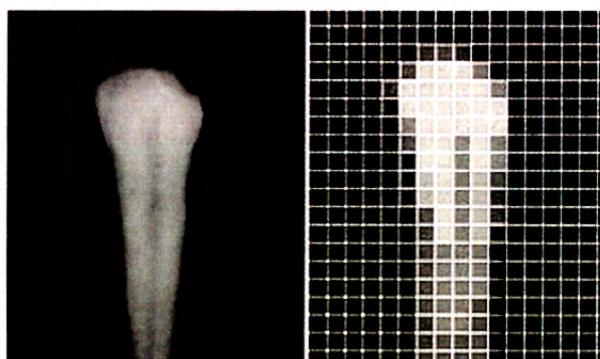
## 7. Digitální rentgenologie

Digitální zobrazovací techniky zaznamenaly ve stomatologické rentgenologii za poslední roky významný pokrok.

Moderní stomatologie používá ve stále větší míře digitální postupy a techniky, ať už se jedná o elektronické vedení ordinační dokumentace, pořízení extra- a intraorálních fotografií nebo zhotovení rentgenových snímků. Právě digitální rentgenologické techniky zaznamenaly v průběhu posledních let značný rozvoj a začínají se stávat relativně dostupnou součástí vybavení stomatologické ordinace.

Oproti klasickým technikám využívajícím RTG film nabízí digitální záznam především zcela nové možnosti analýzy a zpracování obrazu a výrazné snížení nezbytné radiační zátěže. Právě tento bod se do budoucna může stát klíčovým momentem při výběru RTG přístroje – v době novelizací a zpřísnování radiologických hygienických norem.

Jako digitální obrázkový receptor funguje matrix sestávající z jednotlivých elementů (Picture elements = Pixels). Základní princip digitálního zobrazení spočívá v rozkladu obrazu do jednotlivých pixelů, jejichž velikost se u současných přístrojů pohybuje v rozmezí 10 – 12  $\mu\text{m}$ . Velmi zhruba je tento princip znázorněn na Obr. 5. Každý pixel je přidružen k určitému odstínu barvy (černá – bílá) a odráží jednotlivá energetická kvanta RTG záření.



Obr. 5. Srovnání klasického (vlevo) a digitálního (vpravo) RTG snímku

Klasický RTG film obsahuje ve své reaktivní emulzi na sobě ležící krystaly halogenidu stříbra, jejichž uspořádání a velikost se liší u jednotlivých výrobců, ale i u jednotlivých druhů filmů. Energie dopadajících paprsků rentgenového záření ovlivňuje konfiguraci krystalů, jejichž struktura je v následujícím vyvolávacím procesu zcela rozštěpena. Po odstranění částic halogenidu (vývojová fáze) a neaktivovaných (dopadem energie nezasažených) krystalů halogenidu stříbra (fixační fáze) nakonec na povrchu RTG filmu zůstanou pouze zbylé černé partikule - metalické stříbro.

Teoreticky limituje velikost jednotlivých krystalů optický rozklad použitého systému. Optický rozklad leží u současných filmů v hodnotách více jak 20 linkových párů na jeden milimetr (lp/mm). Tak mohou být energií zasaženy i přes sebe ležící krystaly, což se projeví v případě uvolnění více atomů stříbra výraznějším zčernáním výsledného obrazu.

To je v případě digitálního obrazu jinak. Zde je výsledný obraz vystaven ze zcela přesně uspořádaných (vedle sebe) jednotek (pixelů). To znamená, že obraz nemůže vzniknout někde mezi pixely, přechody nejsou plynulé, což ovšem při použití dostatečně miniaturní velikosti pixelů není vůbec na závadu, protože lidské oko tyto drobné rozdíly nezaznamená, a tak se i drobné struktury zobrazí separátně.

U současných digitálních rentgenových přístrojů se v zásadě rozlišují dva fundamentálně odlišné koncepty vzniku digitálního obrazu:

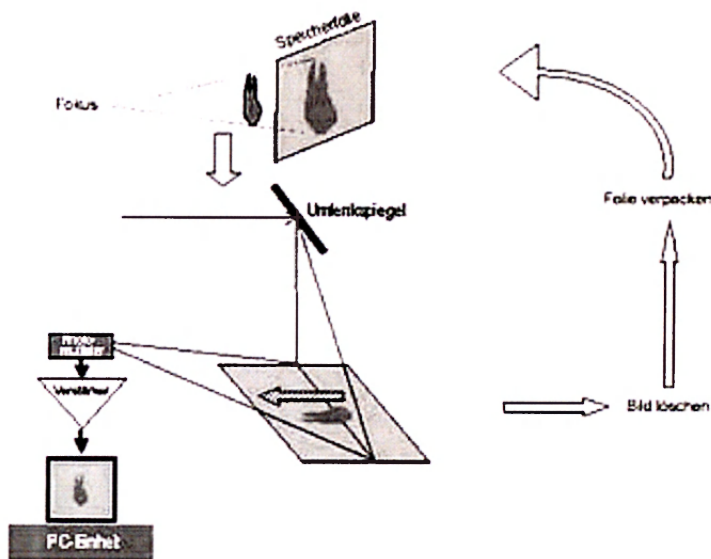
- 1) Elektronické senzory (většinou na bázi Charged-Coupled-Device (CCD)-senzory)
- 2) Paměťové fólie („storage phosphors“)

Elektronické senzory sestávají z elektronického polovodičového materiálu, který převádí dopadající rentgenová kvanta energie proporcionálně v elektrický náboj, který je dále převeden do počítačové jednotky. Na trhu v současné době existují dva dostupné systémy: CCD- a Active Pixel (AP)-Senzory. V případě více rozšířeného CCD-systému jsou náboje pixelů v sloupcích a řádcích celé matrix sesbírány a vzniklý elektrický signál je přes zesilovač převeden ke zpracování dále do počítače. Vzniklý náboj zobrazuje analogový signál, který je konečně digitalizován a prostřednictvím velikostně

stejně řádkové a sloupcové matrix (princip řádek na řádek, sloupec na sloupec) zobrazen na monitoru.

Zpracování signálu probíhá většinou v 8 - i bitovém kódování, což odpovídá zobrazení 256 odstínů šedi (0 = černá – 255 = bílá). Každý jednotlivý pixel je připočítán specifickému stupni šedi. Naproti tomu u AP – senzoru funguje každý pixel jednotlivě jako vysílač svého signálu a je takto také jednotlivě nastavitelný, což zvyšuje variabilitu znázornění signálu. Všechny senzory vyžadují doposud přímé kabelové spojení s počítačovou jednotkou.

Zcela jiný princip představují paměťové fólie. Fólie sestává z aktivátoru (např. Europium (Eu) ), anorganického polovodiče (např. Y2O3). Složení fólie je označeno následujícím způsobem: Y2O3 :Eu. Podobně jako zesilovací fólie klasického RTG filmu pracuje podle luminiscenčního principu, vykazuje však oproti tomu tzv. paměťový efekt. To znamená, že uchovávají absorbovanou energii prostřednictvím aktivovaných elektronů v delším časovém úseku (až 12 hodin). Uložené informace jsou poté přečteny laserovým scannerem (Obr. 6).



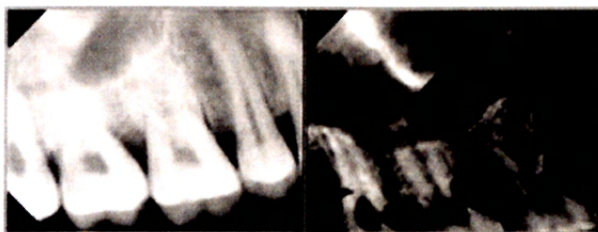
Obr. 6. Princip techniky paměťové fólie. Osvětlená fólie je přečtena laserovým scannerem, obraz je digitalizován a z počítače je jako pixel – matrix převeden na monitor v jednotlivých stupních šedi.

Zásadní výhodou digitálního zobrazení oproti klasickému rentgenologickému zobrazení je bezesporu citelná redukce dávky záření. Na tom mají zásluhu jak výrazně citlivější senzory, tak i paměťové fólie. Konstrukce těchto citlivých materiálů umožňuje značné zkrácení nezbytného snímkovacího času. V závislosti na kvalitě přístroje a/nebo použité snímkovací techniky dochází k 40 až 80 procentní redukci dávky záření.

Další z výhod digitálního zobrazení oproti klasickým ohebným filmům představuje skutečnost, že pevná konstrukce digitálního receptoru neumožňuje deformaci senzoru, a tak nemůže u jednotlivých snímků dojít ke zkreslení vznikajícímu u ohebných filmů.

Poslední ve výčtu významných předností digitálního zobrazení je nezávislost vzniku obrazu na klasickém několikasupňovém chemickém vyvolávacím procesu, při němž potenciálně vzniká množství chyb a navíc životní prostředí zatěžuje škodlivými chemikáliemi.

K nevýhodám současných na trhu dostupných přístrojů patří stále ještě tloušťka senzorů a nutné kabelové spojení s počítačovou jednotkou. Oba zmíněné nedostatky poněkud ztěžují pořízení snímku v některých specifických morfologických oblastech dutiny ústní a vedou často k nutnosti snímkování opakovat. Mimoto přexponování u CCD-senzorů vede k výskytu tzv. „blooming artefaktů“ (Obr. 7), proto je nutno na toto při volbě snímovacího času pamatovat.



Obr. 7. Normální (vlevo) a silně přexponovaný (vpravo) snímek levého kvadrantu horní čelisti pořízený CCD-senzorem. „Blooming artefakty“ jako černé okrsky na snímku vpravo.

Senzory umožňují vyšší optické rozlišení, než analogové paměťové fólie, u kterých digitálnímu zpracování signálu předchází analogový mezistupeň vlastní fólie. Dostupné paměťové fólie dosahují rozlišení pouhých 5,5 lp/mm, moderní CCD - senzory oproti tomu 15 až 20 lp/mm. Na druhou stranu umožňují tenké a klasickému RTG filmu podobné paměťové fólie při intraorálních snímcích podobnou manipulaci jako při klasickém snímkování, což jejich využití v dutině ústní oproti silným, na kabelu závislým senzorům výrazně usnadňuje. Navíc mezi vlastnosti paměťových fólií patří značné dynamické rozmezí, což je činí odolným vůči pře- a podexponování. Touto cestou tak může dojít k další redukci dávky záření, aniž by se tato redukce projevila v konečné kvalitě obrazu.

### **7.1 Digitální zpracování obrazu**

Jak bylo výše objasněno, skládá se každý digitální obraz z jednotlivých exaktně přiřazených hodnot šedi. Matematické operace se tak v této 2D – matrix stávají relativně jednoduchými a mnohotvárnými. Kromě jednoduché změny hodnot šedi směřující k optimálnímu využití celého spektra mohou být například zobrazeny průměrné hodnoty šedi mezi jednotlivými sousedními pixely (filtr průměrných hodnot), detekovány a zdůrazněny výrazné rozdíly v hodnotě šedi mezi jednotlivými sousedními



pixely (okrajový filtr) nebo konečně mohou být jednotlivým hodnotám šedi přiřazeny specifické barvy.

Možnost dále pracovat s digitálním obrazem je bezesporu jedna z hlavních předností oproti konvenčnímu zobrazení. Na tomto místě je však nutno zmínit, že opravdu účinných metod zpracování obrazu při konkrétních diagnostických rozpacích u současných přístrojů je velmi málo. Nespecifické, tzn. pro konkrétní diagnostický problém neoptimalizované, zpracování obrazu může mít za následek vznik falešně pozitivních výsledků. Na konstrukci souborného diagnostického softwaru pro následné zpracování obrazu výrobci digitálních přístrojů intenzivně pracují, nicméně je pro tento účel ještě nutno provést řadu studií a analýz.

## **7.2 Digitální subtrakční radiografie (DSR)**

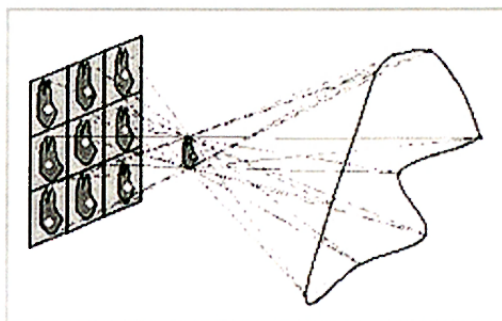
Jelikož se v případě digitálních snímků jedná, zjednodušeně řečeno, o ukládání hodnot šedi do 2D – matrix, je možno subtrakcí (překrytím) hodnot šedi pixelu snímku základního pixelu snímku rozdílného rozlišit změnu v absorpci rentgenového záření v odpovídajícím místě. V případě například kazivé léze se změna za dodržení podmínek geometrické projekce (což je jednou ze slabin této metody – viz. dále) projeví podobně jako u klasického rentgenového zobrazení. Vyšší translucence (= menší absorpce záření) se projeví jako tmavší hodnota šedi (projasnění), ztráta translucence (= vyšší absorpce záření) jako světlejší hodnota šedi (stín).

Struktury, které jsou z hlediska absorpce shodné na obou snímcích se zobrazí jako jednotná, neutrální hodnota šedi, v podstatě na snímku identické struktury nejsou patrné. I když je tato technika velmi jednoduchá a na první pohled vypadá velmi přesvědčivě má dva nezanedbatelné nedostatky. Jednak je to náchylnost k sebemenším rozdílům v projekční geometrii a poté nezbytná shoda v kontrastu a v rozdělení hodnot šedi. Posledně jmenovaný problém může být odstraněn přizpůsobením hodnot šedi některé z referenčních struktur – buď v dutině ústní (zub) nebo mimo ni (referenční aluminiová destička). Podobně je nutno pro dodržení shodné projekční geometrie dbát standardizování snímku nalezením referenční struktury.

I když je tato technika dosud velmi málo používána, má do budoucna značnou perspektivu, především pokud se jedná o zobrazení změn ve struktuře kosti (implantologie) nebo tvrdých zubních tkání. Většímu rozšíření doposud brání nedostatky v softwarovém vybavení pro zjednodušení dodržení shodné geometrické projekce.

### **7.3 Tuned Aperture Computed Tomography (TACT®)**

Metoda byla představena odborné veřejnosti poprvé v roce 1997 jako nová možnost prostorové rekonstrukce obrazu vycházející z metody tzv. tomosyntézy. Princip metody spočívá v pořízení více snímků jednoho regionu z rozdílných směrů projekce, přičemž vzájemné geometrické uspořádání není předem dáno (Obr. 8).



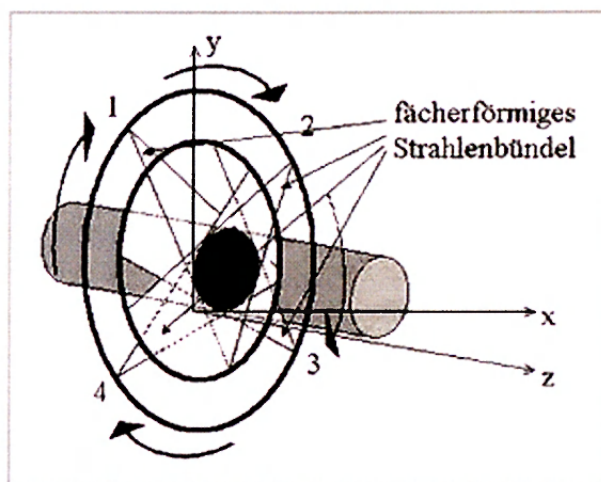
Obr. 8. Projekční geometrie a princip zobrazení při použití Tuned Aperture Computed Tomography (TACT®). Na rozdíl od tomosyntézy nejsou jednotlivé snímkovací pozice předem dány. Tyto musí být vždy rozdílné a ležet dostatečně daleko od objektu, aby se eliminovalo zkreslení výsledného obrazu. Prostřednictvím na snímkaném objektu dočasně umístěné referenční kuličky se zpětnou projekcí algoritmy vypočítá prostorový (3D) obraz. Názorně je zobrazeno osm snímkovacích pozic, které jsou v prostoru spojeny šedě šrafovanou plochou.

Osm jednotlivých snímkovacích pozic představuje dostatečný počet pro kvalitní prostorovou rekonstrukci přičemž současně dochází k minimálnímu zatížení snímkaného objektu rentgenovým zářením. Právě tento výhodný poměr činí tuto techniku velmi zajímavou. I když byla TACT® vyvinuta právě pro stomatologii, její použití je stále ještě hubbou budoucnosti; v současné době na trhu není ani jeden přístroj využívající tuto moderní a perspektivní techniku.



## 7.4 Computertomografie (CT) a Digital Volumetomography (DVT)

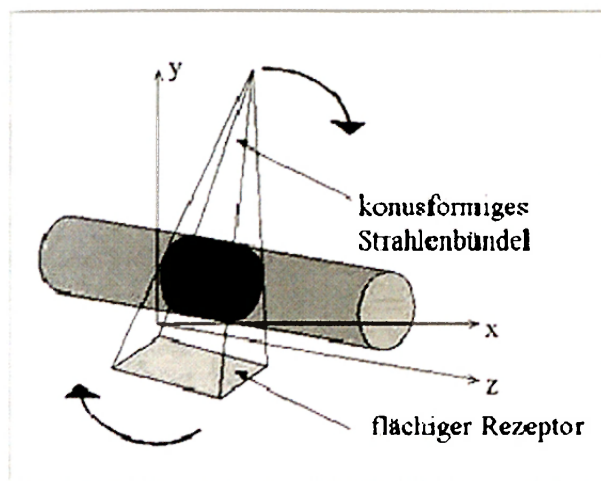
Již mnoha lety klinického použití ověřený princip počítačové tomografie spočívá v cirkulárním snímání objektu, kdy rentgenka opisuje 360° dráhu. Vějířovitě se rozbíhající svazek paprsků rentgenového záření je po průchodu snímaným objektem zachycen protilehlým detektorem. Získané data jsou poté počítačovou jednotkou převedeny do výsledného obrazu. K dosažení prostorového obrazu je potřeba více oběhů, čímž se pochopitelně zvyšuje dávka absorbovaného záření. Použitím spirálního namísto cirkulárního pohybu rentgenky se dosáhlo vytvoření opravdového prostorového obrazu, kde již nechybí žádné „mezivrstvy“ objektu, jako tomu bylo u klasického CT přístroje; vznikla tak spirální – (3D) – CT.



Obr. 9. Počítačová tomografie (Computertomography – CT); rentgenka opisuje 360° dráhu a vysílá skrze objekt vějířovitý svazek paprsků, který je zachycen protilehlým detektorem. Názorně jsou zachyceny 4 snímkovací pozice, ze kterých je postupně získáván obraz v rovině xy. Při posunu objektu ve směru osy z proběhne celý cyklus znovu a postupně se tak získá prostorový obraz.

Na zcela jiném principu pracuje Digital Volumetomography (DVT), metoda vyvinutá speciálně pro stomatologii. Místo vějířovitého svazku paprsků rentgenového záření se zde setkáme s konusovitým svazkem paprsků (Obr. 10), který při jednom oběhu prozáří simultánně celý objem snímaného objektu. Ve srovnání s CT je zátěž zářením snížena, je však nutno dodat, že se na druhou stranu vyskytují jisté potíže s algoritmy při matematickém zpracování obrazu. Diagnostika měkkých součástí orofaciálního systému je ve srovnání s CT ještě obtížnější, ale na druhou stranu není DVT tak náchylná ke vzniku metalických artefaktů jako CT, což je velkou předností

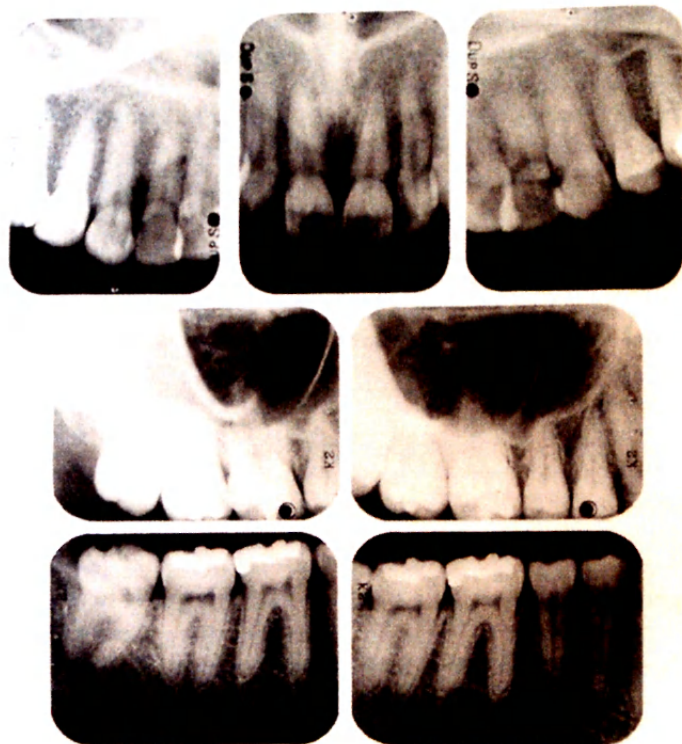
této techniky a hodí se zejména pro diagnostiku v oblasti protetických kovových náhrad a výplní.



Obr. 10. konusovitý svazek paprsků u Digital Volumetomography (DVT). Při jednom jediném oběhu rentgenky dochází k průchodu svazku paprsků celým objektem a je zachycen protilehlým detektorem. Tvorba obrazu na základě signálu je podobná jako u předchozí techniky.

## 8. Technika snímkování zubů

Požadavkem pro dobrý snímek zubů je, abychom dostali přesný, skutečnosti odpovídající stínový obraz zubů a přilehlé části kostní tkáně, popřípadě sousedních anatomických útvarů a všech zachytitelných patologických změn. Nejvhodnějším způsobem jak toho dosáhnout, je umístit film nebo senzor rovnoběžně s podélnou osou zubu a nastavit směr centrálního paprsku kolmo na film. Získá se tak stín odpovídající svými rozměry skutečnosti. Tvar čelisti a alveolárního výběžku, stejně jako zaoblený zubní oblouk, nedovolují přiložit film (senzor) co nejbližší k objektu v celém rozsahu. Proto se používá několik způsobů uložení a fixace filmu (senzoru), jakož i odlišný průběh centrálního paprsku k ose objektu a filmu (senzoru), aby se uvedené anatomické překážky odstranily. Jedním způsobem zachytíme dobře zubní korunky a přilehlou část okraje dásňového výběžku (limbální zastavení, interproximální zastavení), jiným způsobem zachytíme apikální část kořene s přilehlou kostní tkání (apikální zastavení). Další způsob dovoluje zobrazit přehledně zuby i s příslušnou částí čelisti za cenu určitého zkreslení celého obrazu.

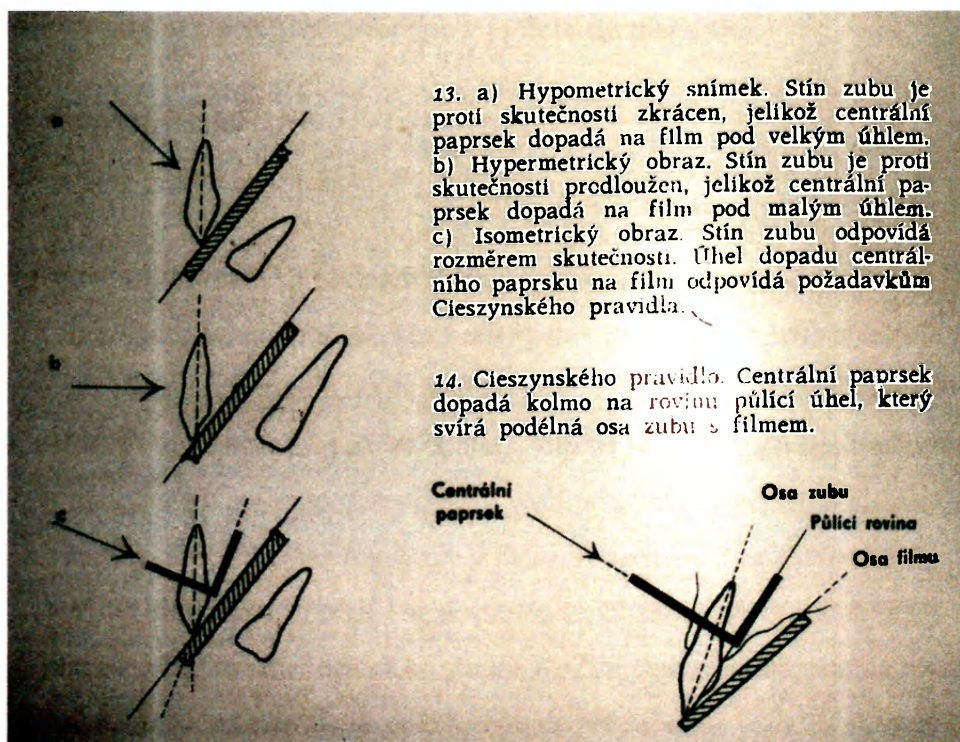


Obr. 12. Ukázka několika intraorálních snímků

Nejužívanější způsob snímkování zubů jsou tzv. apikální a limbální projekce s filmem (senzorem) přilehlým k vyšetřované skupině zubů z palatinální či linguální strany. Těsné přiložení filmu (senzoru) k objektu umožňuje zachytit podrobný obraz skupiny zubů i s příslušnou částí kostní tkáně s malým zkreslením. Tento způsob je poněkud obtížný pro složitost při zastavení směru rentgenových paprsků. Při snímkování skupiny zubů je nutno měnit sklon rentgenových paprsků podle anatomických poměrů příslušné oblasti. Základním požadavkem je správné postavení hlavy. Musí být takové, aby při otevřených ústech byla rovina položená řezacími hranami řezáků a žvýkacími plochami stoliček příslušné čelisti vodorovně. Sagitální rovina lbi musí být svislá. Při snímkování jsou ústa otevřená, aby bylo možno přidržovat film v potřebné poloze prstem nebo nosičem filmu. Proto je nutno hlavu vyšetřovaného nařídit podle toho, zda vyšetřujeme horní nebo dolní zuby. Při vyšetřování dolních zubů je hlava zakloněna tak, aby spojnice ústního koutku s tragem byla vodorovně. Při vyšetřování horních zubů je nařízena tak, aby spojnice dolního okraje nosního křídla se zevním zvukovodem ( Camperova linie) probíhala vodorovně.

Film (senzor) je uložen z palatinální či linguální strany tak, že se opírá o korunky vyšetřovaných zubů a přilehlé měkké části patra nebo dolní čelisti. Je většinou poněkud odkloněn od podélné osy zubů.

Centrálním čili středním rozumíme přímočarý paprsek, který je středem účinného svazku rentgenových paprsků vycházejících z ohniska. Jeho směr naznačuje tubus rentgenového přístroje. Kdybychom nařídili směr centrálního paprsku kolmo na film, který je odkloněn od podélné osy vyšetřovaných zubů, dostali bychom tzv. hypometrický snímek. Stín vyšetřovaných zubů je v tomto případě zkrácen proti skutečné velikosti. Nařídí-li se centrální paprsek kolmo na podélnou osu zubu při odkloněném filmu, získáme tzv. hypermetrický snímek. Stín zubů je v tomto případě delší než ve skutečnosti. Aby se tomuto zkreslení předešlo, nařizuje se sklon svazku rentgenových paprsků k vyšetřovaným zubům podle Cieszynského pravidla: centrální paprsek dopadá kolmo na rovinu půlicí úhel, který svírá podélná osa zubů s filmem (senzorem). Při dodržení Cieszynského pravidla je zkreslení zubů nepatrné a rozměry stínového obrazu odpovídají skutečnosti. Takový obraz se nazývá izometrický.



Obr. 13. Cieszynského pravidlo



Kromě uvedeného sklonu centrálního paprsku k vyšetřovaným zubům a k vodorovné rovině (vertikální úhel), která se má krýt se žvýkací rovinou, je nutno ho nastavit také v rovině horizontální (horizontální úhel). Nastavujeme ho tak, aby byl souběžný s interdentalními septy vyšetřovaných zubů (interproximální prostory). Získáme tzv. ortoradiální snímek. V případě, že se směr středního paprsku ve vztahu k interdentalním septům mění, dostáváme snímek excentrický. Při tom se okraje stínů zubů překrývají.

Při snímkování s filmem (senzorem) zavedeným do úst se setkáváme s různými problémy, které ohrožují kvalitu snímků, popřípadě znemožňují vyšetření. Jednou z nich je zvýšený dávivý reflex nemocného ať již při zasouvání rentgenového filmu (senzoru) do úst nebo při expozici. Při zasouvání filmu (senzoru) dbáme na to, abychom se zbytečně nedotkli měkkého patra nebo kořene jazyka. U mimořádně citlivých pacientů je nutno použít slizniční anestézie.

Kontraktura čelistní – pokud není úplná – omezuje možnost využití základního vyšetřovacího způsobu. Je možné použít pean jímž se film (senzor) zasune k vyšetřovaným zubům a současně přidrží v potřebném postavení.

## 9. Rentgenové záření

Rentgenové záření sestává z nárazového (impulsového), které má spojité spektrum a z charakteristického záření, které má spektrum čárové. Rychlost elektronů, které v rentgence narážejí na anodu, je obrovská ( při  $U_a=50$  kV je rychlost 120 000 km/s, při  $U_a=100$  kV dosahuje již 165 000 km/s). Jelikož se při nárazu na anodu většina elektronů dostane pouze k povrchovým vrstvám wolframového ohniska rentgenky, převážná část kinetické energie se přeměňuje v teplo. Jen asi 1-2 % elektronů ( elektrony s nejvyšší kinetickou energií ) se dostanou do blízkosti atomového jádra materiálu ohniska anody, to znamená až ke slupce K. Zde jsou elektrony náhle prudce zabrzděny a jejich kinetická energie se mění v rentgenové záření.

## **9.1 Fyzikálně-chemické účinky ionizujícího záření**

Již sám název "ionizující záření" napovídá, že primárním fyzikálním účinkem tohoto záření na každou látku je ionizace - z původně elektricky neutrálních atomů jsou vyráženy záporné elektrony, čímž se tyto atomy mění v kladně nabitě ionty. Pokud je ozařovaná látka prvkem složeným ze stejných atomů, rekombinují uvolněné elektrony s kladnými ionty za vzniku opět těch samých atomů prvku jako před ozáření. Chemické a fyzikální změny nejsou buď žádné, nebo nevýznamné; příkladem může být vznik atomárního kyslíku a ozonu při ozařování plynného kyslíku  $O_2$ , nebo změny krystalické struktury prvků v pevné fázi.

Pokud je však ozařovanou látkou sloučenina, zvláště složitá organická látka, ionizace atomů může vést k řadě chemických změn a reakcí - ionizované atomy se uvolňují z chemických vazeb, dochází k disociaci molekul, vznikají vysoce reaktivní radikály, které dále chemicky reagují s molekulami látky, mohou vznikat nové sloučeniny. Rozklad sloučenin působením ionizujícího záření se nazývá radiolýza.

## **9.2 Profesionální ozáření**

K profesionálnímu ozáření osob ionizujícím zářením začalo docházet prakticky okamžitě po objevu rtg záření a radioaktivity, v době, kdy se o rizicích a škodlivých účincích tohoto záření ještě nevědělo a radiační dávky se neznaly a neměřily. Vysoké dávky záření nepochybně obdržel při svých pokusech s katodovými trubicemi již W.C.Röntgen, dále například M.Curieová při izolaci radia, a mnoho jejich následovníků. Velmi vysoké dávky záření, spojené s deterministickými účinky a trvalým poškozením zdraví, dostalo několik prvních generací rentgenologů, kteří se nijak nechránili. Stejně tak mnoho jaderných fyziků při experimentech ve 20.-40. letech; došlo dokonce k řadě smrtelných radiačních nehod. V průběhu 30.-50. let byly prostudovány a nezvratně prokázány škodlivé biologické účinky ionizujícího záření, což vedlo k postupnému konstituování postupů a norem radiační ochrany. Dodržování pravidel radiační ochrany, spolu se zvýšením technologické úrovně radiačních zařízení,

přístrojů a metod, vedlo k podstatnému snížení radiační zátěže u pracovníků s ionizujícím zářením.

K ozařování pracovníků ionizujícím zářením dochází především ze zdrojů umělých - rtg přístroje, používání radionuklidů k diagnostice a terapii, jaderné reaktory, urychlovače částic a pod. Může to však být ozáření i ze zdrojů přírodních, které jsou záměrně využívány - např. u pracovníků uranových dolů, úpraven rud a pod. Všechna tato ozáření osob při práci s ionizujícím zářením jsou kontrolována a usměrňována příslušnými normami a předpisy radiační ochrany (viz níže), pro pracovníky jsou stanoveny limity dávek záření. Pro ověřování a optimalizaci radiační ochrany slouží radiační monitorování pracovníků, pracovního prostředí i radioaktivních odpadů. Průměrná roční dávka radiačních pracovníků z profesionálního ozáření se nyní odhaduje na cca 1mSv.

### **9.3 Základní cíle radiační ochrany**

Prokázané škodlivé deterministické účinky silného záření, jakož i riziko škodlivých stochastických účinků slabého záření, vede k nutnosti ochrany před ionizujícím zářením. Základní cíl radiační ochrany můžeme tedy formulovat takto: Cílem radiační ochrany je vyloučení deterministických účinků ionizujícího záření a snížení pravděpodobnosti stochastických účinků na rozumně dosažitelnou úroveň.

#### **9.3.1 Základní způsoby ochrany před zářením**

Úkolem radiační ochrany je snížení absorbované dávky ionizujícího záření v organismu na co nejnížší míru a tím podstatné omezení rizika nežádoucích deterministických či stochastických účinků záření. Obdržená dávka záření je určena několika základními faktory: intenzitou, druhem a energií emitovaného záření s nímž pracujeme, dobou expozice a geometrickými podmínkami (vzdálenost, stínění). Jsou tedy tři základní způsoby ochrany před vnějším ionizujícím zářením

##### **1. Čas**



Absorbovaná dávka záření je přímo úměrná době expozice, po kterou se nacházíme v poli záření. Zkrácením doby pobytu v exponovaném místě můžeme tedy úměrně snížit obdrženou dávku záření. Takže se zbytečně dlouho nezdržujeme v prostoru s ionizujícím zářením a práce s radioaktivními látkami je třeba promyšleně připravit a provádět je pokud možno rychle.

## **2. Vzdálenost**

Intenzita záření a tím i dávkový příkon jsou nepřímo úměrné druhé mocnině vzdálenosti od zdroje záření (přesně platí pro bodový zdroj). Je proto třeba se zdržovat co nejdále od zdrojů záření (tedy i od pacientů s aplikovanou aktivitou), při práci se zářiči je užitečné držet je co nejdále od těla a příp. používat vhodné manipulátory, pinzety a pod.

## **3. Stínění**

Velmi efektivní ochranou je odstínění záření vhodným absorbujícím materiálem. Jak bylo z fyzikálního hlediska ukázáno v §1.6, interakce záření s látkovým prostředím vede k absorpci určitého množství záření (někdy i veškerého záření) a tím k zeslabení toku záření. Postavíme-li tedy záření do cesty vhodný stínící materiál, můžeme dosáhnout podstatného snížení intenzity záření, někdy dokonce úplného odstínění záření. Stínění záření gama

Pro záření gama a X jsou nejvhodnějšími stínícími materiály látky s velkou měrnou hmotností (hustotou) – především olovo, ze stavebních materiálů pak beton s příp. příměsí barytu a pod. Používají se olověné (ojediněle i wolframové) kontejnery pro přepravu a skladování zářičů, zástěny z olověného plechu, tvarované olověné cihly atd. Pro účinné odstínění záření gama o energii cca 100keV stačí vrstva olova tloušťky 2mm; čím vyšší je energie fotonů záření gama, tím silnější vrstvu stínění je nutno použít. Pokud je potřeba zachovat optickou viditelnost, používá se olovnaté sklo s vysokým obsahem kysličníku olova v tavenině.

Tloušťka potřebného stínění závisí na hustotě (a nukleonovém čísle) stínícího materiálu, na energii záření  $\gamma$  a na požadovaném zeslabení. V tabulkách se někdy uvádí

hodnoty tzv. polovrstvy absorpce, což je taková tloušťka vrstvy stínícího materiálu, která sníží intenzitu daného záření na polovinu (2 polovrstvy pak na  $\frac{1}{4}$ , 3 polovrstvy na  $\frac{1}{8}$  atd. – stínící účinek roste exponenciálně s tloušťkou stínění podle shora uvedeného vzorce v §1.6).

K praktické realizaci uvedených zásad radiační ochrany může výrazně napomáhat používání ochranných pomůcek při jednotlivých pracovních úkonech s ionizujícím zářením. Jsou to jednak pomůcky stínící - stínící stěny, zástěry, brýle a pod. Limity radiačních dávek

Jakákoliv dávka ionizujícího záření může být spojena s určitým rizikem škodlivých účinků, takže je třeba dbát aby dávky byly co nejnižší. Pro účely hodnocení a usměrňování expozice záření byly stanoveny určité hraniční hodnoty dávek za čtvrtletí, rok a 5 let – tzv. limity (nejvyšší přípustné dávky) pro pracovníky se zdroji ionizujícího záření, které jsou stále ještě spojeny s velmi malou pravděpodobností poškození zářením. Nynější hodnota ročního limitu pro pracovníky činí 50 mSv, pětiletý limit 100 mSv. Základní limity pro ostatní obyvatelstvo jsou stanoveny ve výši 1 mSv/rok.

## **10. Radiační monitorování a osobní dozimetrie**

Radiační monitorování je cílené měření veličin charakterizujících záření za účelem zajištění optimální úrovně ochrany osob a pracovního či životního prostředí před škodlivými účinky ionizujícího záření. Monitorování se provádí na pracovištích s ionizujícím zářením a příp. i v okolí zdrojů ionizujícího záření.

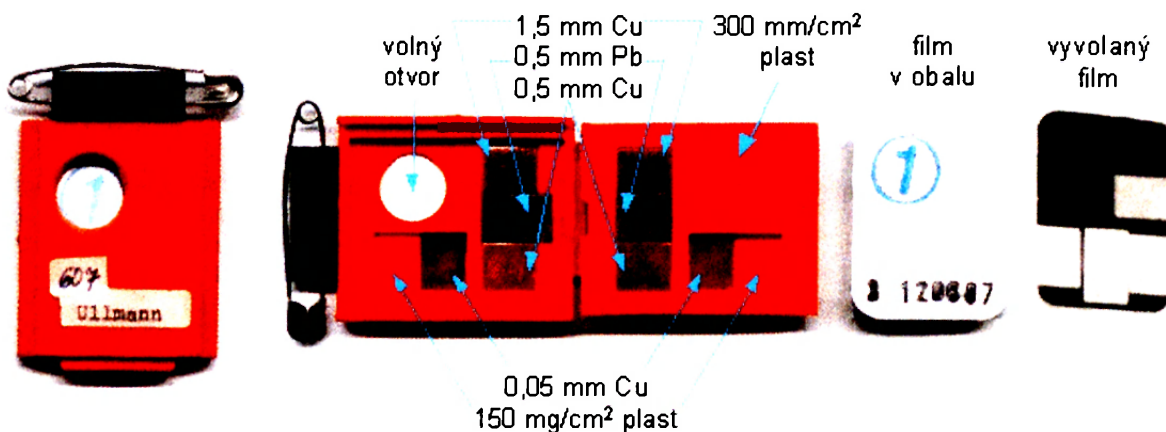
### **10.1. Monitorování osob - osobní dozimetrie**

Osobní monitorování spočívá v měření osobních dávek záření jednotlivých radiačních pracovníků, ať již se jedná o zevní ozáření, nebo příp. o vnitřní ozáření z radioaktivní kontaminace. Monitorování zevního ozáření se provádí pomocí osobních dozimetrů, které radiační pracovníci nosí během všech prací s ionizujícím zářením a pobytu v kontrolovaném pásmu. Tyto dozimetry jsou ve stanovených časových

intervalech (zpravidla 1 měsíc) centrálně vyhodnocovány, výsledkem jsou hodnoty dávek (v mSv).

### 10.1.1. Osobní filmové dozimetry

Filmové dozimetry jsou založeny na fotochemických účincích ionizujícího záření. Základem filmového dozimetru je políčko fotografického filmu, světlotěsně zabalené do černého papíru (od běžného fotografického filmu se liší tím, že má tlustší emulzi s vyšším obsahem bromidu stříbra). Ionizující záření prochází obalem filmu a ve fotoemulzi vytváří latentní obraz, který se vyvoláním zviditelní. Optická hustota zšednutí či zčernání filmu, kterou lze vyhodnocovat fotometricky, je pak mírou integrálního množství záření, které filmem prošlo během expozice; indikuje tím i dávku záření, která by byla absorbována v tkáni vystavené této expozici.



Obr.14. Filmový osobní dozimetr

Vlastní políčko filmu se vkládá do plastového pouzdra (obr.5.4.1), opatřeného několika malými obdélníčky měděných a olověných plíšků o různých tloušťkách, které slouží jako filtry pohlcující záření  $\gamma$  v závislosti na jeho energii. Tyto filtry slouží jednak ke korekci závislosti zčernání na energii záření, jednak porovnáním zčernání pod jednotlivými filtry lze odhadnout druh a zhruba i energii záření (samotný film samozřejmě nemá spektrometrické vlastnosti). Filmový dozimetr nosí pracovníci na referenčním místě (levá kapsička na košili) a pravidelně (1-krát za měsíc) je vyměňován, vyvoláván a fotometricky vyhodnocován; s použitím vhodného kalibračního faktoru je výslednou měřenou hodnotou efektivní dávka v mSv.

- Termoluminiscenční dozimetry
- Osobní neutronové dozimetry
- Elektronické dozimetry s přímým odečtem

Určitou nevýhodou výše uvedených osobních dozimetrů je časová retardace - obdrženou dávku zjistíme až po centrálním vyhodnocení osobního dozimetru, většinou po několika týdnech. Pro okamžité a průběžné měření osobní radiační dávky slouží elektronické dozimetry. Tyto přístroje obsahují vhodný elektronický detektor záření (většinou G.-M. trubici, pro vyšší dávky příp. ionizační komůrku) a vyhodnocovací elektroniku s číselným displejem pro okamžitý odečet. Umožňují měřit jak okamžitý dávkový příkon, tak sumární dávku. Lze též zpravidla nastavit určitou signální úroveň dávkového příkonu či dávky, při jejímž překročení se spustí akustická indikace. Díky miniaturním rozměrům je lze nosit podobně jako ostatní osobní dozimetry..

## ***10.2. Radiační ochrana na pracovištích s ionizujícím zářením***

### **10.2.1. Uspořádání pracoviště a jejich kategorie**

Stavba, uspořádání a vybavení pracoviště musí být provedeny tak, aby byla zajištěna dostatečná radiační ochrana pracovníků, ostatních osob a životního prostředí. V případě nehody musí být umožněna co nejrychlejší a nejúčinnější dekontaminace osob i pracoviště. Projekty a způsobilost pracovišť pro ionizující záření schvalují pracovníci SÚJB.

### ***10.3. Radiační zátěž při radiační diagnostice a terapii***

Radiační ochrana pacientů vychází ze základního etického požadavku, aby riziko radiačního poškození při diagnostických nebo terapeutických výkonech bylo vyváženo (nebo lépe pokud možno převáženo) očekávaným zdravotním přínosem pro pacienta.

U těhotných žen se provádí radiodiagnostické úkony spojené s ozářením jen v nezbytně nutných případech, přičemž se volí co nejšetrnější metody s ohledem na ochranu plodu.

#### **10.4 Organizační a legislativní zajištění radiační ochrany**

Každý, kdo užívá zdrojů ionizujícího záření, je povinen v mezích své působnosti činit všechna potřebná opatření k ochraně zdraví svého, svých spolupracovníků i ostatních osob. Základním legislativním rámcem pro práci s ionizujícím zářením je v současné době tzv. "Atomový zákon" (zákon č. 18/1997 o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření) a související normy a předpisy (vyhlášky SÚJB č. 184/1997, č. 146/1997, č. 214/1997). Atomový zákon stanovuje nejobecnější pravidla pro práci se zdroji ionizujícího záření, zejména jsou důležité cíle radiační ochrany – vyloučení deterministických účinků a omezení stochastických účinků na minimum, dále principy práce s IZ – zdůvodnění činností (riziko versus profit), optimalizace (ozáření lidí versus náklady na jeho zmenšení), limitování (přírodní zdroje, lékařské expozice...).

Pro dohled a koordinaci celého komplexu opatření pro bezpečné používání zdrojů ionizujícího záření byl zřízen Státní ústav jaderné bezpečnosti (SÚJB). Kromě legislativní činnosti SÚJB posuzuje projekty pracovišť se zdroji ionizujícího záření, vydává příslušná povolení a vykonává inspekční činnost na těchto pracovištích.

Soubor opatření včetně postupů dekontaminace a kontrolních měření při radiačních haváriích a jiných mimořádných událostech na pracovišti jsou shrnuty v Havarijním řádu pracoviště. Rovněž v Provozním řádu pracoviště je obsažena řada konkrétních zásad pro správnou a bezpečnou práci se zdroji ionizujícího záření.

## 11. Srovnání intraorálního a ortopantomografického rentgenového přístroje

Ve své práci jsem se zaměřil na srovnání dvou ve stomatologii nejpoužívanějších rentgenových přístrojů. Jsou to přístroje, kterými je vybavena každá stomatologická klinika nebo praxe. Chtěl jsem porovnat, jakým způsobem se používají a hlavně v jakém poměru se využívají v několika ordinacích na Praze 7.

Měl jsem k dispozici data ze čtyř ordinací, všechno běžné stomatologické praxe, využívající jednu rentgenologickou laboratoř. Pro každou ordinaci jsem vytvořil formulář kde jsem se dotazoval na celkový počet pacientů v evidenci, na počet ošetření během jednoho kalendářního roku, na počet intraorálních snímků a na počet ortopantomografických snímků.

OrdinaceXY	
Počet ošetření-vyšetření	xxxx
Počet léčených pacientů	xxxx
Počet i. o. snímků	xxxx
Počet ortopantomografických snímků	xxxx

Tab. 1. Ukázka použitého formuláře

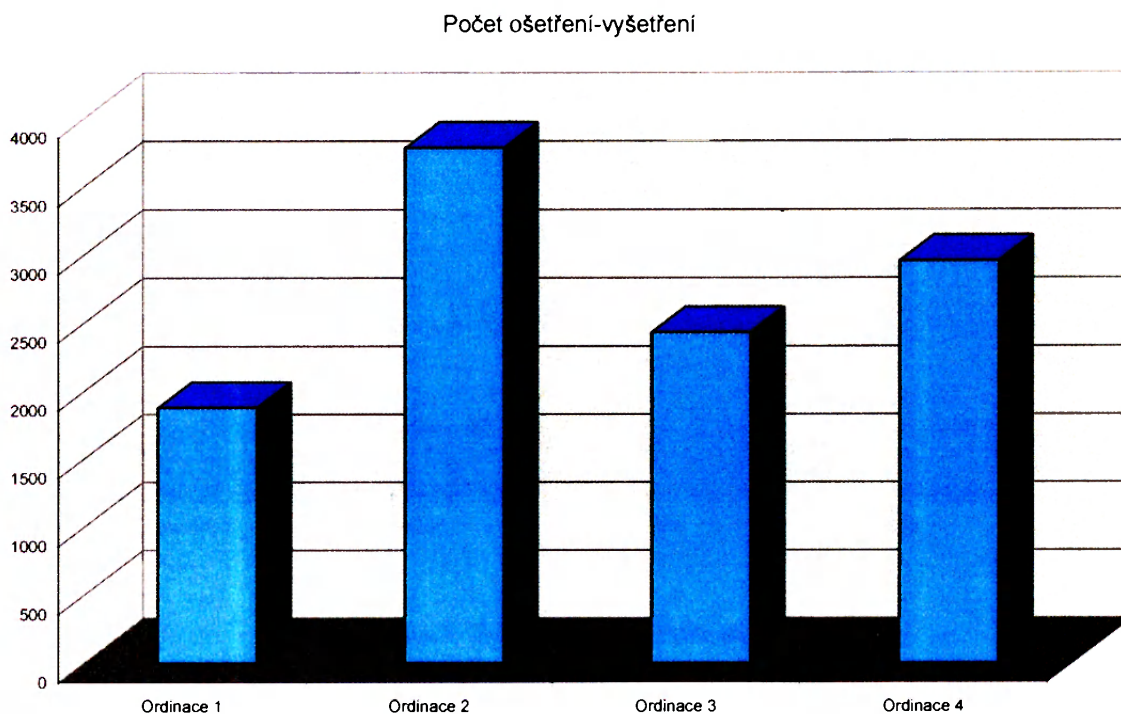
Očekával jsem, že intraorální rentgen bude jednoznačně používanější, protože indikace k jeho použití je vždy při vstupním vyšetření pacienta, při diagnostice kazu, parodontitidy, při endodontickém ošetřování a při traumatu zubu. Naproti tomu ortopantomografický zobrazovací systém má velký význam v tom, že je možno při jednom vyšetření zobrazit obě řady zubů, alveolární výběžky, temporomandibulární klouby, nosní dutinu a čelistní dutiny. Ortopantomogram informuje přehledně o vícero orálních strukturách při relativně nízkém rtg záření pomocí zesilovací folie (dávka je jako při 4 malých snímcích). Má velký význam jako skriningový snímek.

## 11.1. Výsledky a diskuse

Nejdříve jsem zjistil kolik vyšetření případně ošetření proběhlo v každé ordinaci za rok 2005. Vše zobrazuje následující tabulka a graf:

	Počet ošetření-vyšetření
Ordinace 1	1876
Ordinace 2	3780
Ordinace 3	2429
Ordinace 4	2952

Tab. 2. Počet ošetřených pacientů za rok 2005



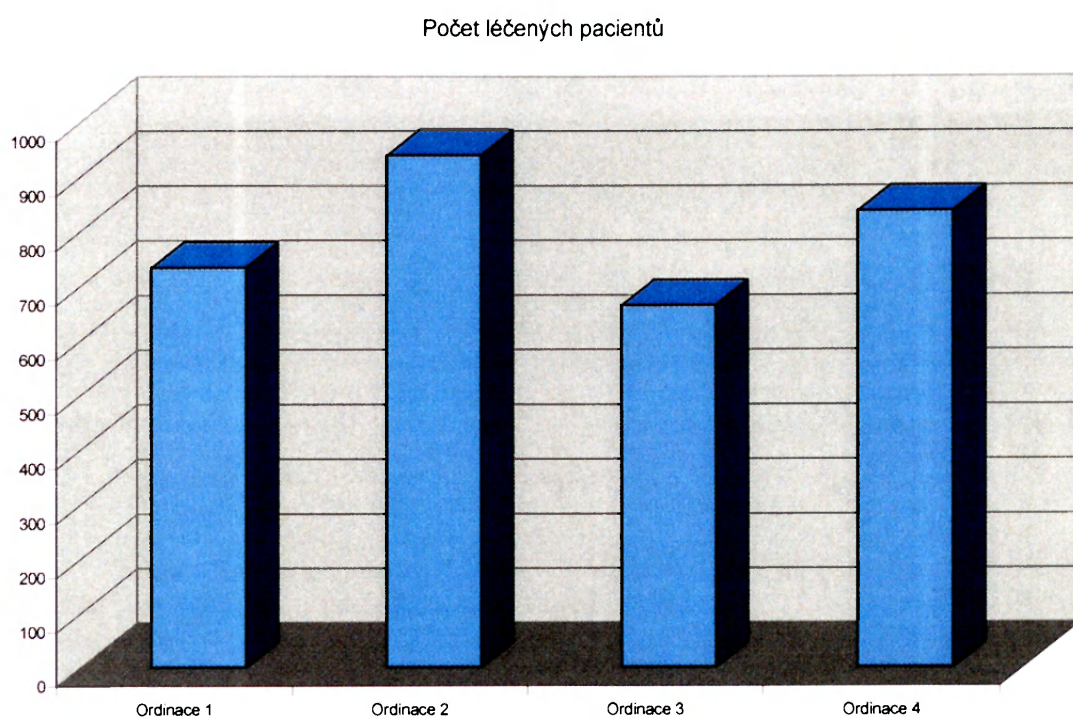
Graf 1. Počet ošetřených pacientů za rok 2005



Dále jsem se tázal na počet léčených pacientů, tedy pacientů v evidenci lékaře, kterému náležela ordinace, opět grafické znázornění:

	Počet léčených pacientů
<b>Ordinace 1</b>	732
<b>Ordinace 2</b>	937
<b>Ordinace 3</b>	663
<b>Ordinace 4</b>	835

Tab. 3. Počet pacientů v evidenci



Graf 2. Počet pacientů v evidenci

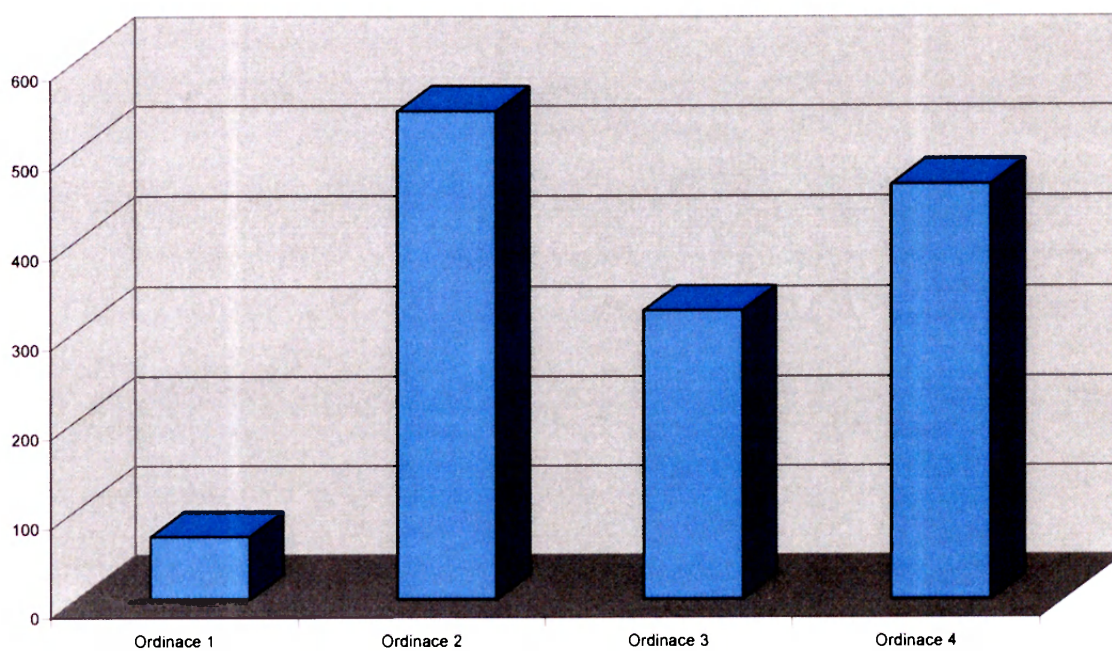


Počet snímků intraorálním rentgenem za rok 2005:

	Počet i. o. snímků
<b>Ordinace 1</b>	70
<b>Ordinace 2</b>	543
<b>Ordinace 3</b>	322
<b>Ordinace 4</b>	462

Tab. 4. Počet snímků intraorálním rentgenem

Počet i. o. snímků

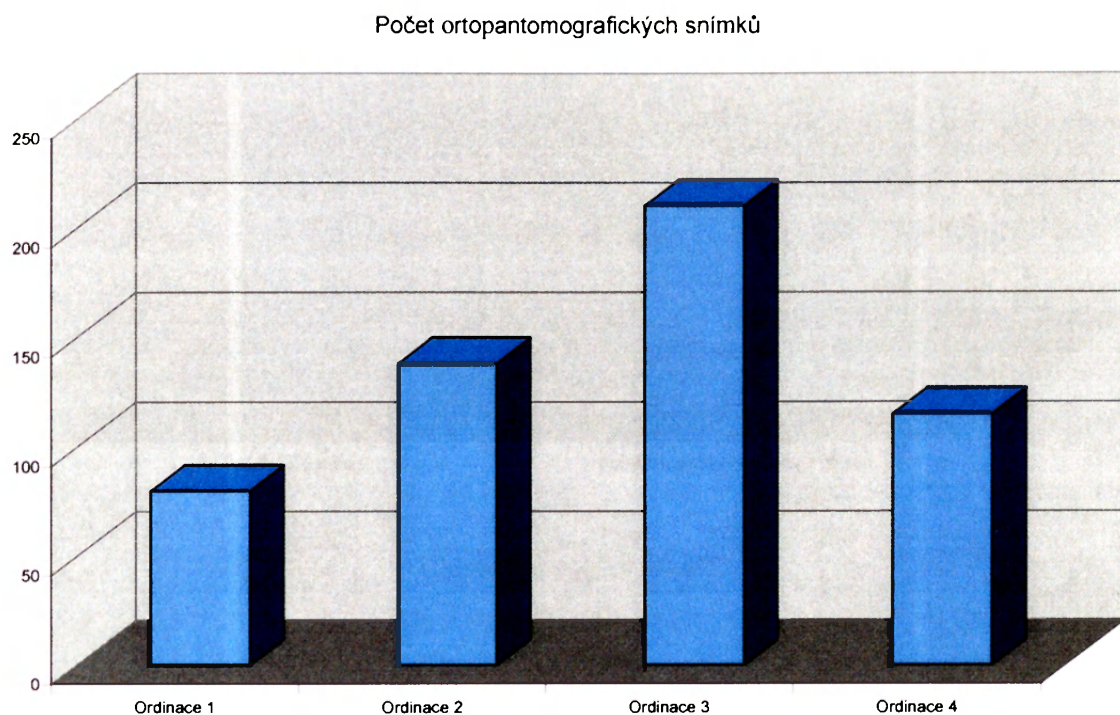


Graf 3. Počet snímků intraorálním rentgenem, r. 2005

Počet ortopantomografických snímků jak je evidují jednotlivé ordinace za rok 2005:

	Počet ortopantomografických snímků
Ordinace 1	80
Ordinace 2	138
Ordinace 3	210
Ordinace 4	115

Tab 5. Počet ortopantomografických snímků

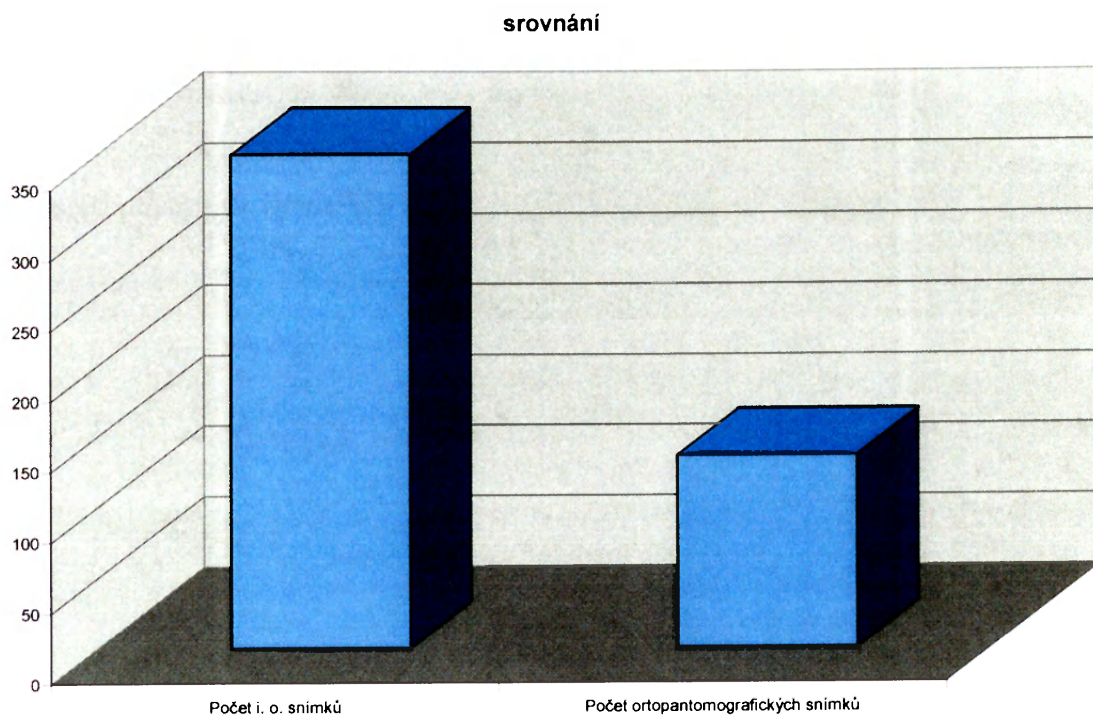


Graf 4. Počet ortopantomografických snímků

Z jednoduchého zprůměrování všech údajů a porovnáním obou metod jsem získal pozitivní odpověď na mou hypotézu, že intraorální snímkování je v běžných stomatologických praxích častější technikou než snímkování ortopantomografické.

<b>Počet ošetření-vyšetření</b>	2759,25
<b>Počet léčených pacientů</b>	791,75
<b>Počet i. o. snímků</b>	349,25
<b>Počet ortopantomografických snímků</b>	135,75

Tab. 6. Výsledek a porovnání obou metod



Graf 5. Porovnání výsledků

## 12. Závěr

Získané informace z literárních zdrojů, poznatky vlastní i poznatky autorů byly zpracovány ve formě utříděné a komentované rešerše zabývající se radiodiagnostickými metodami ve stomatologii. Výsledky a diskuze jsou uvedeny v kapitole 11.1. Při shromažďování informací bylo použito 6 literárních zdrojů.

Je možné konstatovat, že digitalizace je přirozený a nezadržitelný pokrok v rentgenologické oblasti a za druhé, že intraorální rentgen je za rok 2005 výrazně používanější přístroj ve vybraných stomatologických ordinacích na Praze 7.

## 13. Seznam použité literatury

1. **HOŘEJŠ, Josef.** *Stomatologická rentgenologie* . Praha : Státní zdravotnické nakladatelství , 1968 . 205 s. .
2. **SVATOŠ, Josef.** *Zobrazovací systémy v lékařství* . Praha : České vysoké učení technické , 1998 . IV, 244 s. . ISBN 80-01-01873-3.
3. **KOVALOVÁ, Eva, BIROŠ, Peter, DŘÍZHAL, Ivo, ABELOVSKÝ, Peter.** *Dentální radiografie v praxi*. Pavol Šidelský: Akcent print, 2005. 152 s. .ISBN 80-969274-7-7
4. **URBAN, František, ŠKACH, Miroslav.** *Příručka stomatologa v praxi* . Praha : Avicenum , 1987 . 381 s. .
5. **DINGMAN, O., Reed, NATVIG, Paul,** *Surgery of facial fractures*. Philadelphia and London, W. B. Saunders Company, 1964. 380 s. .
6. **HOUDEK, František,** *Jak si našli první rentgeny cestu do Čech*, Medical Tribune, Medical Tribune s. r. o., 2006. vol. 2. no. 1. s. 24