

**Univerzita Karlova v Praze**

**1. lékařská fakulta**

Studijní obor: Zdravotnická technika



**Filip Ocásek**

## **Vliv pohybu pacienta na dentální CTCB snímání**

Influence of patient's movement to CTCB scan

Typ závěrečné práce

Bakalářská

Vedoucí závěrečné práce/Školitel: Ing. Jaroslav Dušek Ph.D.

Konzultant: MUDr. Tomáš Hanzelka

Datum obhájení práce

Praha, 2012

## **Prohlášení:**

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval/a samostatně a že jsem uvedl/a a citoval/a všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Nesouhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze, 01.06.2012

Filip Ocásek

Podpis

Identifikační záznam:

OCÁSEK, Filip. *Vliv pohybu pacienta na dentální CTCB snímání. [Influence of patient's movement to CTCB scan]*. Praha, 2012. 55s. Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Ústav biofyziky a informatiky. Vedoucí závěrečné práce Dušek, Jaroslav.

**Klíčová slova:** *CT, CTCB, kalibrace, pohyb pacienta*

*CT, CTCB, calibration, patient's movement*

# Poděkování

Na prvním místě bych chtěl moc poděkovat Ing. Jaroslavu Duškovi Ph.D. za odborné vedení a ochotu být mi vždy nápomocen.

Další velké díky patří mé rodině a dalším lidem, kteří mě ve studiu podporují a pomáhají mi, Janu Herčíkovi za užitečné rady a samozřejmě i mým zbylým spolužákům.

# Abstrakt

Během CT snímání je pacient vystavován RTG záření, které není pro lidský organismus příznivé, a proto je snaha vystavovat pacienta tomuto záření pokud možno co nejméně. Velký vliv na kvalitativní stránku výsledného obrazu má pacientův pohyb během snímání. Mnohdy je tedy nutné pacienta snímat několikrát, než se podaří dostat snímek natolik ostrý, aby se dal vyhodnotit a stanovit pacientovi správnou diagnózu.

Tato bakalářská práce se zabývá vlivem pohybu pacienta na výsledný CTCB snímek. Dále navrhuje možnost, jak zvýšit ostrost výsledného CTCB snímku při použití kalibračního RTG kontrastního předmětu, který by měl pacient upevněn v obličejové oblasti. Výsledný obraz by se rozkládal na jednotlivé řezy a zkalibrovaný opět skládal pomocí Feldkampova algoritmu, což by mělo za výsledek již zmíněnou větší ostrost.

Tím by se zásadně snížilo vystavování pacienta RTG záření, protože by pacient musel podstoupit pouze jedno snímání, které by se dalo následně upravit i v případě jeho pohybu.

# Abstract

Patient is exposed to the X-ray radiation during the CT scan. It is harmful to the human body so it is in the best interest to try to expose the patient to the X-ray radiation for as short amount of time as possible. Even slight movement during the procedure influences the final result of the CT scan. Often the patient must undergo two or more scans before the doctor is able to come to a conclusion from the CT scan and diagnose the patient.

This bachelor thesis will inquire into the affects of patient body movement to the final CTCB scan. In addition it outlines a technique that could increase the sharpness of the CT scan using an X-ray contrast object which would be face-mounted. The final CTCB scan could be distributed to a separate layers and then integrated back together after calibration using the Feldkamp algorithm. This process would result in a higher fidelity CTCB scan.

Patient exposure to the X-ray could be fundamentally reduced by using this calibration process. In that case patient would only need to take the CTCB scan once and even if he would moved we could easily calibrate the scan and diagnose the patient.

# Seznam zkratek

RTG – Rentgen

CT – Computed Tomography, Výpočetní Tomografie

CTCB – Cone Beam Computed Tomography,

HRCT – High Resolution Computed Tomography

CVCT – Cardiovascular Computed Tomography

kVCTCB – Kilovolts Cone Beam Computed Tomography

MVCTCB – Megavolts Cone Beam Computed Tomography

FOV – Field of View

HW – Hardware

SW – Software

TFT – Thin Film Transistor

DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine

ACR – American College of Radiology

NEMA – National Electrical Manufactures Association

WADO – Web Access to DICOM Persistent

HDR – High Dynamic Range

SNR – Signal to Noise Ratio

2D – Dvourozměrný obraz

3D – Trojrozměrný obraz

# Seznam značek

$\eta$  – Účinnost produkce RTG záření rentgenkou

$k$  – Konstanta úměrnosti

$I$  - Proud

$U$  - Napětí

$Z$  – Atomové číslo

$e$  - Náboj

$h$  – Planckova konstanta

$\lambda$  – Vlnová délka

$c$  – Rychlost šíření vlnění

$Q_s$  – Peltierův chladicí výkon

$Q_h$  – Peltierův tepelný výkon

$\alpha$  – Termoelektrická konstanta jednoho termočlánku

$T$  - Teplota

$R$  - Odpor

fps – Frames per second

mm – milimetr



# Obsah

Prohlášení: .....	II
Poděkování.....	IV
Abstrakt .....	V
Abstract .....	VI
Seznam zkratk.....	VII
Seznam značek .....	VIII
Obsah.....	IX
1 Úvod .....	1
2 Historie .....	2
3 Principy RTG a CT .....	4
3.1 RTG záření.....	4
3.1.1 Charakteristické RTG záření.....	4
3.1.2 Brzdné RTG záření .....	5
3.2 CT snímání.....	6
4 Konstrukce CT.....	7
4.1 Základní konstrukční prvky CT .....	7
4.2 Generace přístrojů.....	7
4.2.1 I. generace .....	7
4.2.2 II. generace .....	8
4.2.3 III. Generace .....	9
4.2.4 IV. generace.....	9
4.2.5 V. generace.....	10
5 Obraz.....	11
5.1 Vznik obrazu .....	11
5.2 Matrix .....	11
5.3 Velikost zobrazovaného pole (Field Of View – FOV).....	11
5.4 Rekonstrukční algoritmus.....	12
5.4.1 Feldcampův algoritmus.....	12
6 Druhy CT .....	13
6.1 HRCT (High Resolution Computed Tomography) .....	13
6.2 CVCT (Cardio-Vascular Computed Tomography) .....	13
6.3 CT angiografie.....	14
6.4 CBCT (Cone Beam Computed Tomography).....	14
6.4.1 kVCTCB.....	15
Konstrukce.....	15
Obraz.....	16
6.4.2 MVCTCB.....	17
Konstrukce.....	17
Princip.....	17
7 DICOM (Digital Image and Communications In Medicine protocol suite) .....	18
8 Současné metody zpřesnění snímků .....	20
8.1 Šum.....	20
8.2 SNR (Signal To Noise Ratio).....	20

8.3	Chlazení kamery-Peltierův článek .....	20
8.3.1	Peltierův jev .....	20
8.3.1	Peltierův článek.....	21
8.4	HDR (High Dynamic Range) .....	22
8.5	Supersampling .....	23
9	Teorie k praktické části.....	24
9.1	Prahování (Thresholding).....	24
9.2	Histogram .....	25
9.3	Dilatace, eroze .....	25
9.4	Výpočet středu objektu.....	26
10	Praktická část .....	27
10.1	Cíle.....	27
10.2	Návrh měření .....	27
10.3	Vyhodnocení pohybu.....	28
10.3	Návrh kalibrace .....	29
10.4	Realizace experimentu.....	30
10.5	Kalibrační předmět.....	30
10.6	Výběrový vzorek .....	31
11	i-CAT vision .....	32
12	Experimentální část.....	33
12.1	Pomocný kalibrační předmět.....	33
12.2	Kalibrační předmět .....	39
13	Závěr .....	42

# 1 Úvod

Téma mé bakalářské práce je vliv pohybu pacienta na dentální CTCB snímání. Téma jsem si vybral, jelikož mě zajímají zobrazovací techniky a zpracování obrazu.

Výpočetní tomografie je velmi vyspělá technologie v diagnostice pacientů. Jsou však stále úskalí, která činí výsledný snímek málo ostrý, a tedy hůře hodnotitelný. Jedním z hlavních úskalí je pohyb pacienta. Některé pohyby se dají eliminovat nebo alespoň zmírnit do takové míry, že jsou zanedbatelné. Jsou však pohyby, s kterými se nedá dělat nic. Pacient potřebuje během snímání dýchat, reaguje pohybem na vnější rušivé podněty nebo je nervózní z neznámého prostředí a přesně netuší, co ho čeká. Z tohoto důvodu je kvalita snímku pro diagnózu nedostačující a pacient se musí vystavovat opakovanému snímání, čímž se zbytečně zvyšuje pacientova radiační zátěž.

Cílem této práce je zhodnotit vliv pohybu pacienta na výslednou ostrost CTCB snímků a navrhnout řešení, které by ostrost snímků zlepšilo. V teoretické části je popsána historie CT, principy RTG a CT a druhy CT. Zaměření je hlavně na CTCB, které je ve stomatologii hlavní CT diagnostickou technikou.

Hlavním oddílem je experimentální část měření pohybu pacientů, ke kterému se využívala vysokorychlostní kamera, a vyhodnocování jejich pohybu pomocí softwaru Matlab. Měření pacientů během CTCB snímání se prováděla na stomatologické klinice IDENTITY GROUP® a.s.

V experimentální části bylo řešeno, jak významný vliv má pohyb pacienta na výsledný CTCB snímek, a byla navržena metoda kalibrace, která by měla snímky zostřit tak, aby měly diagnostickou výpovědní hodnotu i v případě, že se pacient během CTCB snímání značně pohyboval. Metoda kalibrace je založena na skenování pacienta, který by měl na obličeji připevněn RTG kontrastní předmět, podle kterého by se výsledný obraz přepočítával a nebylo by tak nutné pacienta snímat vícekrát.

## 2 Historie

První rentgenovy snímky pocházejí již z roku 1895, kdy německý fyzik Wilhelm Conrad Röntgen experimentoval s katodovými paprsky a náhodou objevil paprsky X. První pořizovaný snímek byla ruka Röntgenovy ženy (viz. obr.1). Za tento objev obdržel Röntgen v roce 1901 Nobelovu cenu. [10]



Obr. 1: První RTG snímek – ruka Röntgenovy ženy [6].

Další významný objev pro CT byl objev kolimátoru, první ochrany pro rentgenology, kteří byli do té doby vystavováni přímo rozptýleným paprskům, když drželi na pacientovi desku, na kterou se promítal pacientův skelet. O objev kolimátoru se zasloužil E. A. O. Pasche.



Obr. 2: Moderní CT [7]

Další v řadě objevů je i tzv. bucky clona. Za jejím vynalezením stojí americký rentgenolog Gustav Peter Bucky. Bucky clona je mřížka, která pohlcuje fotony nepohybující se ve směru původního svazku a zvyšuje tím ostrost obrazu. Mřížka se samozřejmě během skenování pohybuje, díky čemuž není potom na snímku vidět.[10]

Aby mohl být CT obraz rekonstruován, je třeba matematické rekonstrukce, jejíž teorii vypracoval již v roce 1917 rakouský matematik Johann Radon. V praxi byla tato teorie použita v 1956 Bracewellem. [3]

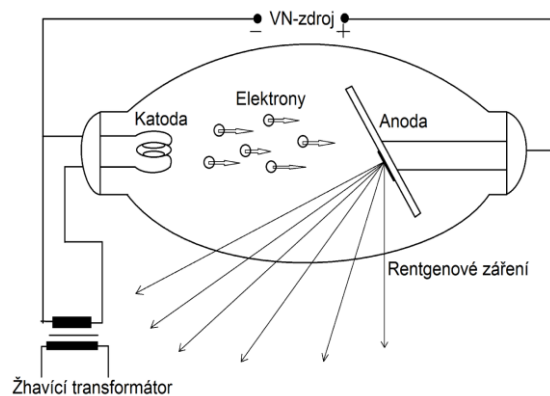
V roce 1971 přišel s prvním CT použitelným v praxi britský vědec Geoffrey Hounsfield, který použil analytickou techniku pro rekonstrukci obrazu, jejímž autorem byl Američan Alan MacCormick. V roce 1979 za vynález výpočetního tomografu obdrželi Nobelovu cenu. [1]

Velkým pokrokem v rentgenologii bylo zavedení multidetektorových CT přístrojů v druhé polovině 90. let. V dnešní době přístroje zvládají zaznamenávat mnoho vrstev na jeden sken (až 360 vrstev). [3]

# 3 Principy RTG a CT

## 3.1 RTG záření

Je ionizující elektromagnetické záření s vlnovou délkou  $10^{-12}$ – $10^{-8}$  m. RTG záření vzniká v rentgence (viz obr. 3), což je vakuově uzavřená skleněná trubice, ve které je katoda a anoda. Katoda je tvořena žhaveným wolframovým vláknem, které emituje elektrony usměrněné na jedno místo na anodě. Při dopadu elektronů na anodu, která je nejčastěji rotující, ale může být i statická, se emitují fotony. Dopadem elektronů se anoda zahřívá a je tedy třeba jí chladit vzduchem nebo chladicí kapalinou. Tímto způsobem vzniká charakteristické RTG záření a brzdné RTG záření (viz obr. 4). [15,16]



Obr. 3 Rentgenka

$$\eta = \frac{kIU^2Z}{IU} = kUZ [\%]$$

Vzorec pro výpočet účinnosti  $\eta$  produkce rentgenového záření rentgenkou, kde  $k$  je konstanta úměrnosti,  $I[A]$  je proud,  $U[V]$  je urychlující napětí a  $Z$  udává atomové číslo prvku anody. [22]

### 3.1.1 Charakteristické RTG záření

Záření vzniká dopadem vyzářených elektronů z katody na anodu, čímž předávají svou energii elektronům na anodě. Při dopadu dochází k excitaci nebo ionizaci elektronu z anody. Tím se atom anody stává nestabilní, a aby se stabilizoval, vyzáří energii ve formě RTG záření. Toto záření má diskrétní – čárové spektrum (viz. obr. 4). [14]

### 3.1.2 Brzdné RTG záření

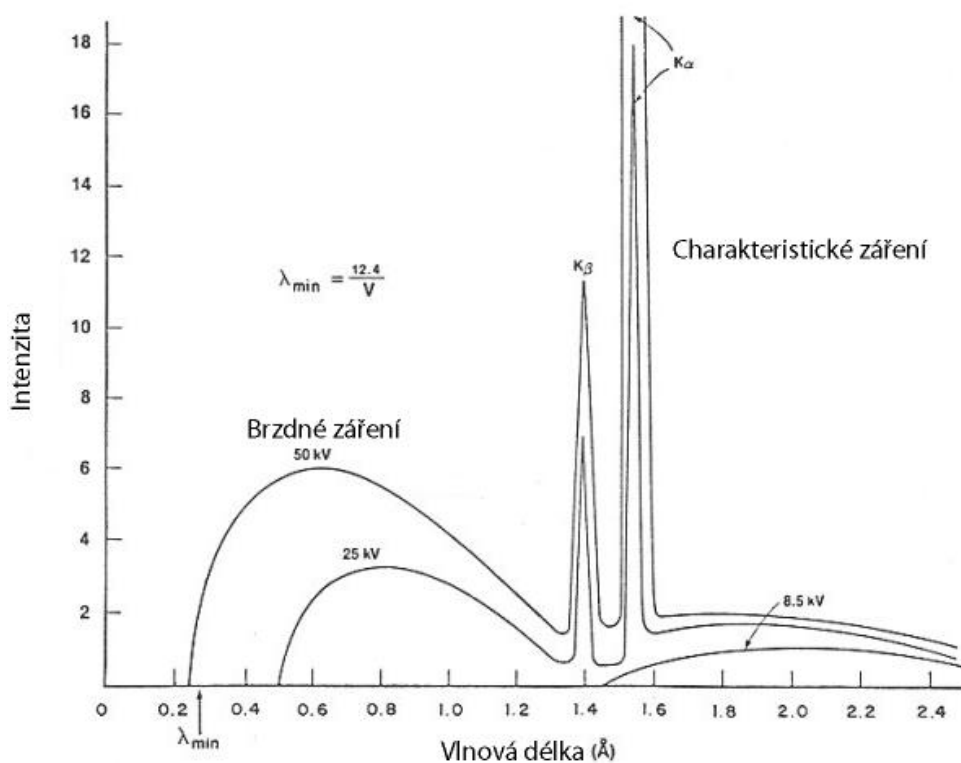
Záření vzniká zakřivením dráhy a prudkým snížením rychlosti letícího elektronu, což způsobuje elektrostatické pole atomů anody. Ztracená kinetická energie se přemění na RTG záření. Ztracená kinetická energie je u každého elektronu různá, tudíž vznikají RTG záření o různých vlnových délkách. Toto záření má spojité spektrum (viz. obr.5).[14]

$$eU = hf_{max} [CV]$$

Vzorec pro součin náboje a potenciálu  $eU$ , kde  $h$  je Planckova konstanta a  $f_{max}$  je záření s nejvyšší možnou energií.[22]

$$\lambda_{min} = \frac{hc}{eU} [m]$$

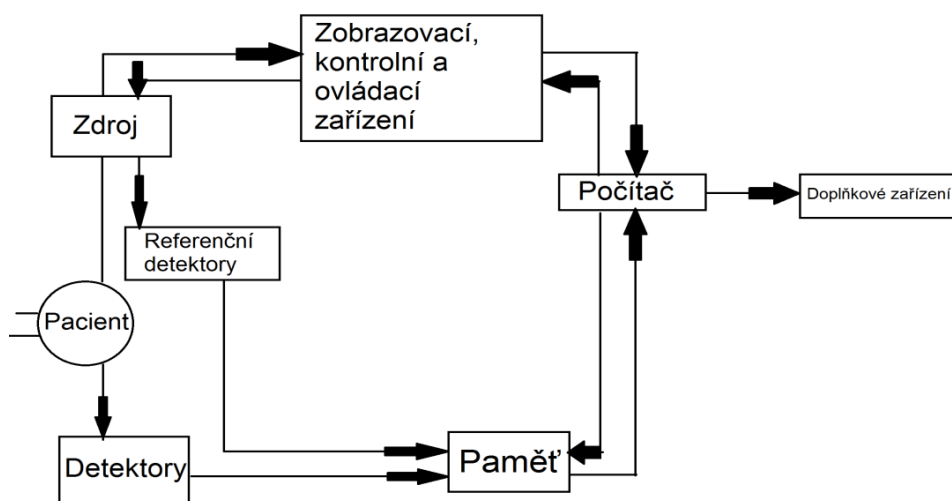
Vzorec pro výpočet nejkratší vlnové délky  $\lambda_{min}$ , kde  $c$  je rychlost šíření vlnění.[22]



Obr. 4 Čárové a spojité spektrum [24]

### 3.2 CT snímání

Kolem pacienta obíhá zařízení složené z rentgenky a detektorů. Pacientem následně prochází RTG záření, které je emitováno rentgenkou. Rentgenka pracuje pulsně, kdy jeden puls trvá 1–4ms. Scintilační detektor zaznamenává intenzitu záření prošlého pacientem a to se vyhodnocuje v počítači. Během vyšetření pořídí zařízení stovky projekcí, ze kterých se skládá výsledný obraz. [2]



Obr. 5: Blokové schéma vzniku CT obrazu



## 4 Konstrukce CT

### 4.1 Základní konstrukční prvky CT

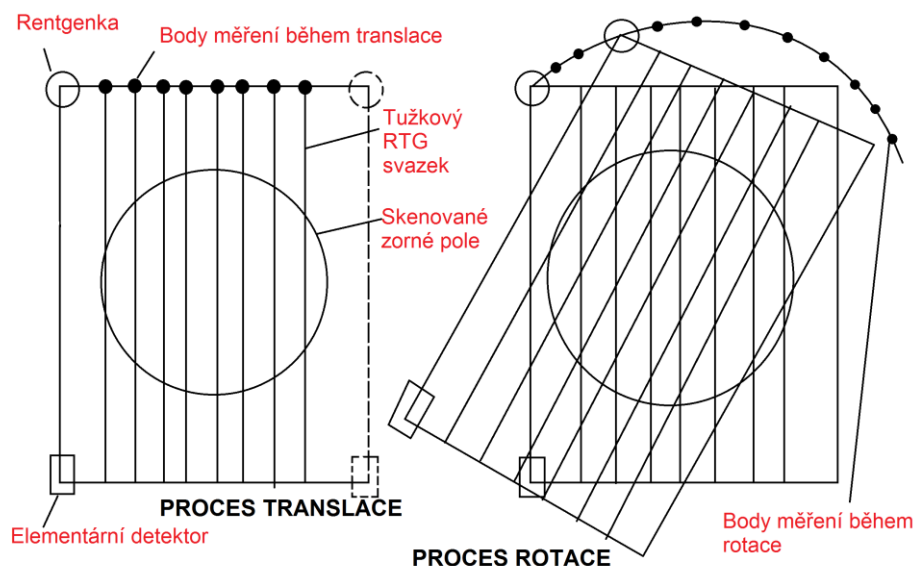
1. Zobrazovací soustava, která je složená z rentgenky a detekčního systému. Firma Siemens vyrábí přístroje, které mají rentgenky dvě, jak pro měkké, tak pro tvrdé tkáně tzv. Duální CT Detekčním systémem se rozumí scintilační detektory, kde odpověď všech detektorů na náraz fotonů musí být stejnoměrná. Celá soustava je uzavřená v tzv. portálu (gantry), kde se soustava pohybuje kolem pacienta. Uprostřed gantry je otvor, kterým se posouvá stůl s pacientem. [1]
2. Vyšetřovací stůl, který je posuvný. Posun je naprogramován počítačem.
3. Výpočetní systém je nedílnou součástí celého CT. Počítače se liší rozsahem matic (matrix), rychlostí rekonstrukce obrazu a velikostí paměti.
4. Zdroje vysokého napětí musí být dimenzován na ohromný odběr vysoce výkonné rentgenky a dalších součástí CT.

### 4.2 Generace přístrojů

Jak šel vývoj CT kupředu, začaly se jednotlivé systémy řadit do generací, kde každá se liší svým technickým řešením.

#### 4.2.1 I. generace

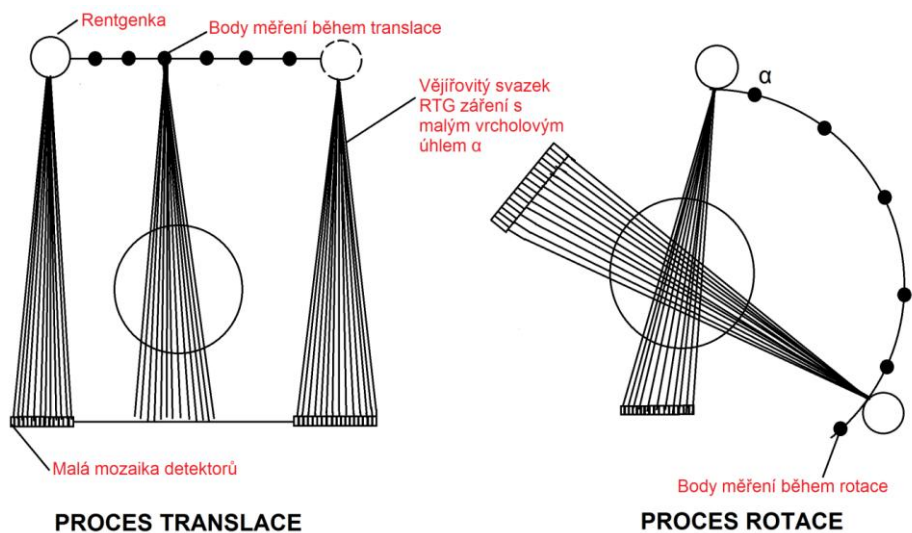
Je to původní Hounsfieldův systém. Zde se jedná o jednodetektorový, rotačně translační systém. Ke snímání se používal úzce kolimovaný „tužkový“ RTG svazek záření. Systém měl mnoho nevýhod, jako např. malou účinnost RTG svazku, pomalé skenování (skenování jedné vrstvy trvalo 5 minut), komerční nedostupnost. V dnešní době se již nepoužívá a má jen historický význam (viz.obr. 6). [2]



Obr. 6: Nákres procesu translace – rotace I. generace CT přístrojů

#### 4.2.2 II. generace

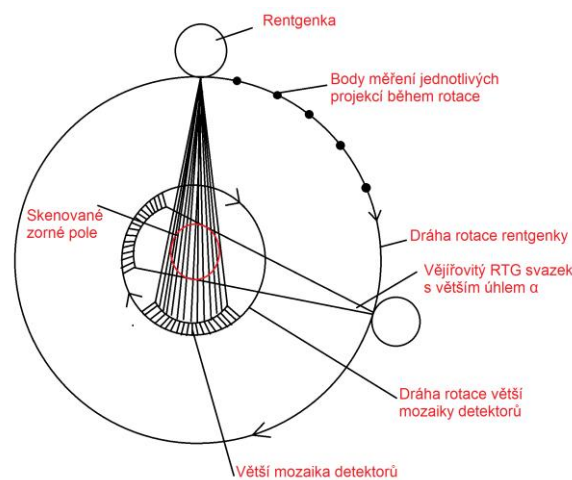
Přišla s více detektory, které pracovaly stále na rotačně translačním systému (viz. obr. 7). Zvýšila se účinnost využití RTG záření použitím „listového“ vějířového svazku s malým vrcholovým úhlem (3–15°). Čas skenování jedné vrstvy se rapidně snížil na 10–20 s. [3]



Obr. 7: Nákres procesu translace – rotace II. generace CT přístrojů

### 4.2.3 III. Generace

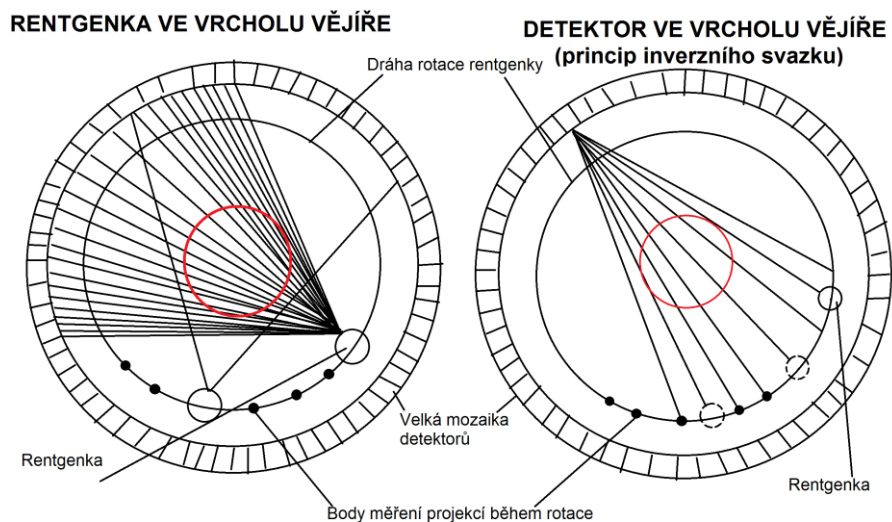
Byla objevná v zavedení plně rotačního systému rentgenky a detektorů (viz. obr. 8). Používá se stejný svazek RTG záření jako u generace minulé, jen s větším vrcholovým úhlem ( $30\text{--}60^\circ$ ), což umožnilo překryv celé snímané scény. Velkým problémem bylo vyřešit napájení rentgenky a odvodu dat z detektorů, což se zprvu řešilo namotáváním kabelu na bubny, ale tím byl pohyb omezen jen na „tam a zpět“. V roce 1982 však přišla firma Toshiba s ohromným zlepšením slip – ring technologie. Napájecí napětí generátoru je v tomto případě přiváděno na rentgenku přes třecí kartáče na nízkonapěťové nebo vysokonapěťové úrovni. Během skenování je pohyb rotujících částí kontinuální a je omezen pouze tepelnou kapacitou rentgenky a rychlostí jejího ochlazování. [2, 3]



Obr. 8: Nákres procesu rotace – rotace III. generace CT přístrojů

### 4.2.4 IV. generace

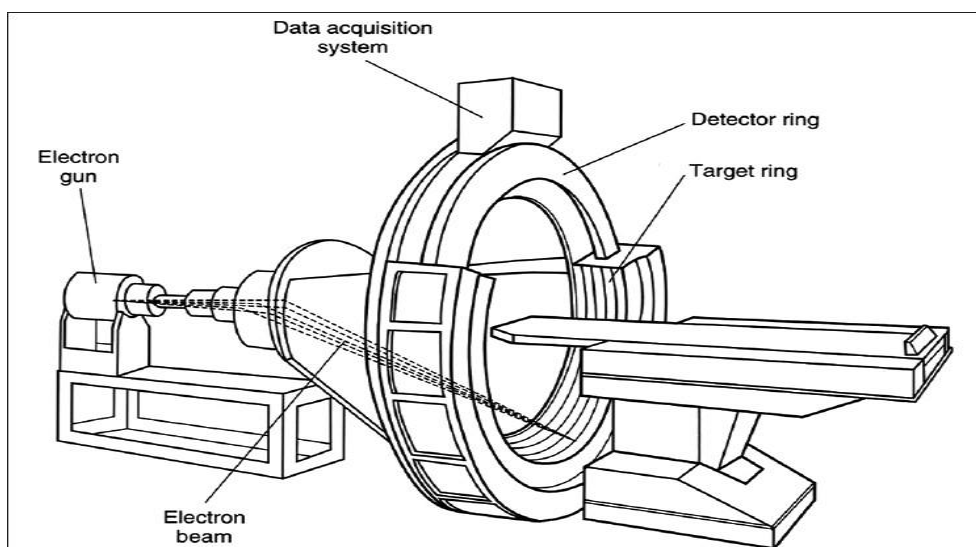
Používá stejný rotační systém jako generace předchozí nebo má po celém obvodu prstence rozložené detektory, které jsou kolimovány do středu prstence (viz. obr. 9).



Obr. 9: Nákres procesu rotace – rotace IV. generace CT přístrojů

#### 4.2.5 V. generace

Jsou přístroje, které konstrukčně umožňují zvýšit rychlost sběru obrazových dat nebo mohou snímat pohyblivou scénu. Jejich největší využití je v kardiologii.



Obr. 10: Nákres systém V. generace CT přístrojů [23]

# 5 Obraz

## 5.1 Vznik obrazu

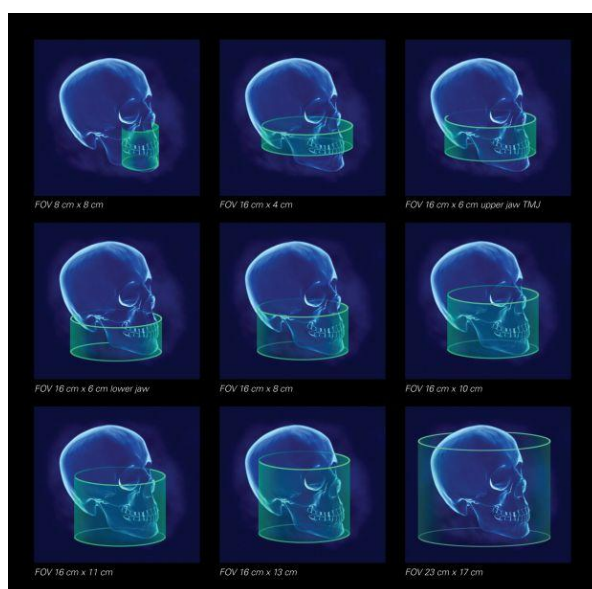
Základní princip získání obrazu funguje na denzitometrii. Detekční systémy měří úbytek záření, které se pohltí v prostředí mezi rentgenkou a detektorem. Z jednotlivých detektorů se naměřené hodnoty přenášejí do počítače, kde se Fourierovou transformací vyhodnotí míra celkového zeslabení záření v jednotlivých bodech. Následně dochází k vytvoření matice bodů (pixelů), které odpovídají hranolům, kde jejich výška je dána mírou kolimace. Těmto hranolům se říká voxely (nejmenší jednotka v trojrozměrném obraze).

## 5.2 Matrix

Matrix je počet bodů matice, která tvoří obraz. První přístroje měli matrix 80×80 pixelů, dnes se používají přístroje schopné mít matrix 1024×1024 pixelů. Při přepočítávání obrazu se primární matice upravuje na přepočítávanou matici. Výsledná geometrická rozlišitelnost je dána výběrem jemnosti přepočítávané matice.

## 5.3 Velikost zobrazovaného pole (Field Of View – FOV)

Přizpůsobuje se s ním rozsah snímání absorpčních koeficientů a jejich převod na stupně šedi. Optimálně by se měl využívat prostor kruhu o určitém poloměru. Tím se zajistí, že sběr dat bude pouze z vyšetřované oblasti a nikoliv i z okolí. Pokud se FOV vybere příliš velké, snižuje se tím rozlišovací schopnost.



Obr. 11: Velikosti FOV u CTCB snímání [29]

## **5.4 Rekonstrukční algoritmus**

Je používán u snímání tkání, které netvoří spojité spektrum (plicní a kostní tkáň). Používá se zde algoritmy, které zvýrazňují přechod denzit. Používá se i algoritmy pro měkké tkáně např. krk, mediastinum a dutina břišní.

### **5.4.1 Feldcampův algoritmus**

Algoritmus pro zpětnou projekci u volumetrických dat, který je hlavním aspektem pro zpracování CTCB obrazu. Tento algoritmus skládá pomocí matematického přepočtu jednotlivé řezy do 3D krychle, kde se potom CT sken dá hodnotit ze všech možných úhlů pozorování. Tento algoritmus se skládá ze tří kroků:

1. Získání vážených dat
2. Filtrace vážených dat
3. Zpětná projekce vyfiltrovaných dat.

## 6 Druhy CT

### 6.1 HRCT (High Resolution Computed Tomography)

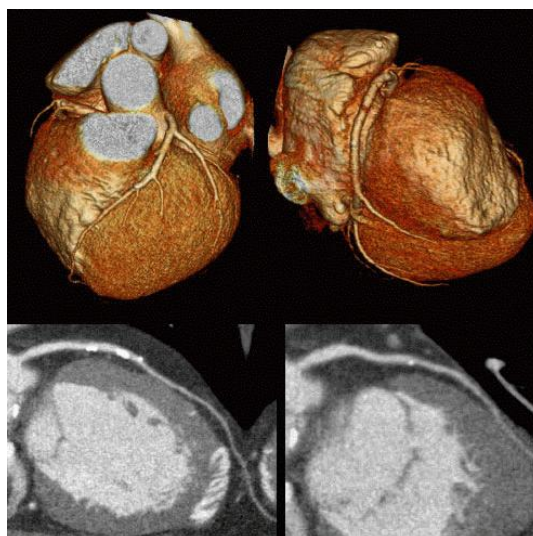
Jedná se o klasické spirální CT, kde je vysoké rozlišení docíleno velmi tenkými řezy, které v tomto případě činí 1–2 mm, a prostorovou frekvencí rekonstrukce algoritmu. Snímání je notně užíváno při snímání plic a dýchacích cest. [9]



Obr. 12: HRCT snímek plic [27]

### 6.2 CVCT (Cardio-Vascular Computed Tomography)

Slouží především k zobrazování srdce. Dokáže v reálném čase zobrazovat změny ve velikosti a stavu srdečních síní, komor a stěn. Pomocí rekonstrukčních algoritmů je možné následně vytvářet 3D srdeční rekonstrukce, které pomáhají k lepšímu hodnocení některých srdečních onemocnění.



Obr. 13: 3D rekonstrukce srdce [27]

### **6.3 CT angiografie**

Tato metoda slouží především k zobrazování krčních a intrakraniálních mozkových tepen. Během vyšetření musí být pacientovy intravenózně aplikována kontrastní jodová látka, což je jedním z limitujících kritérií této vyšetřovací metody. Další je samozřejmě pohyb, jako u všech CT vyšetření. Také jako u dalších vyšetření se pomocí speciálních algoritmů dají vytvářet 3D rekonstrukce. [19]



Obr. 14: CT angiografie [26]

### **6.4 CBCT (Cone Beam Computed Tomography)**

Cone beam CT je druh snímání pořízené v poloze pacienta, v které s ním nedochází k manipulaci. Tento druh CT snímání se používá hlavně při hodnocení orofaciální oblasti pacienta.





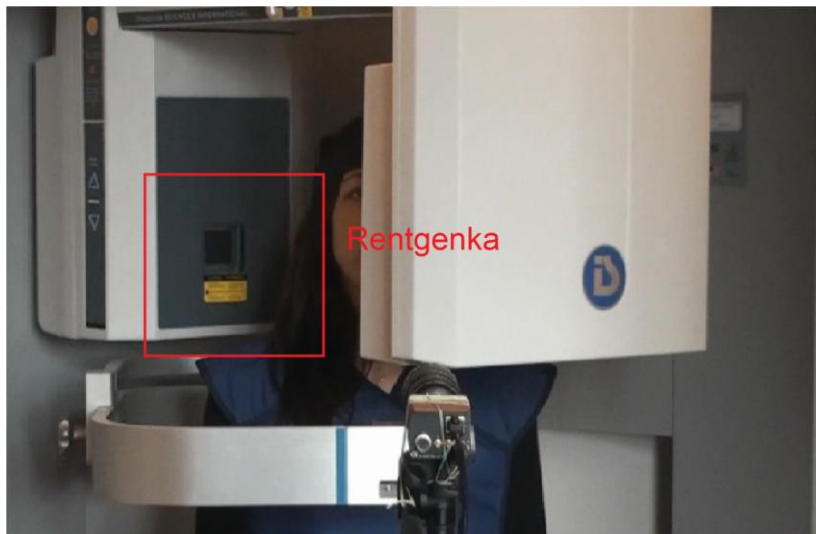
Obr. 15: CTCTB vyšetřovací přístroj

#### 6.4.1 kVCTCB

Pro kV CBCT je třeba dodatečného kV zdroje a speciálního detektoru

##### Konstrukce

System pro snímání pacienta je masivní konstrukce na které je uchycena židle pro pacienta, část pro fixaci pacientovy hlavy a brady a na rotačním rameni je upevněna kV rentgenka a flat-panel detektor. Na rameni je též panel na ovládání posuvu židle a laserový zaměřovač, podle kterého rentgenolog nastaví pacienta do správné polohy. Celková činnost systému je řízena počítačem s dostatečným HW vybavením.

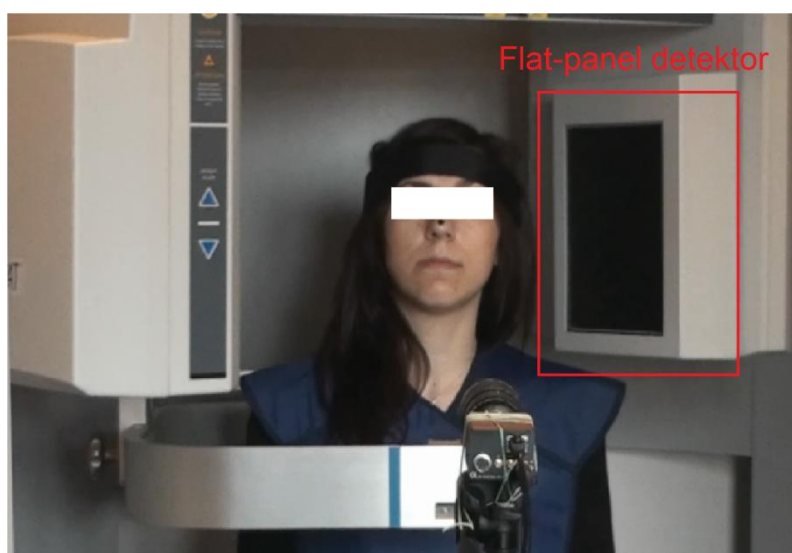


Obr. 16: kV rentgenka

Flat-panel detektor je součástí přístroje, která převádí energii záření do digitální formy s vysokým prostorovým rozlišením. Detektor je tvořen skleněného podkladu, na kterém je vrstva amorfního křemíku (a-Si) a scintilátor překrývá matici tranzistorů tzv. TFT (thin-film transistors). Poslední vrstvou je pak ochranný film.

### **Obraz**

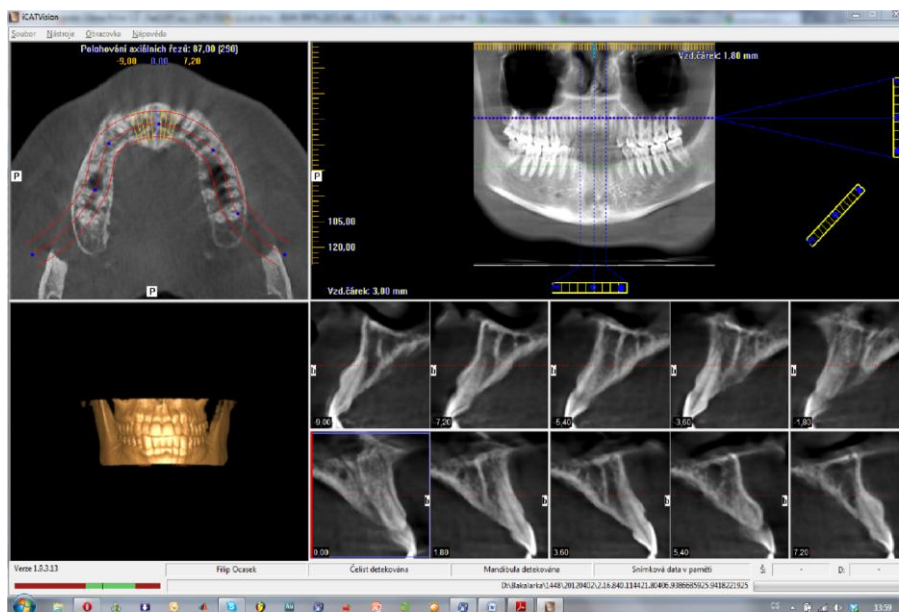
RTG záření dopadá na flat-panel detektor a následně je foto-chemicky konvertováno scintilátorem na viditelné světlo, které detekuje matice fotodiody. Fotodiody přemění světlo na elektrický signál, který je zaznamenán maticí tranzistorů TFT. Každý pixel je poté snímán a převeden do digitální formy.



Obr. 17: Flat - panel detektor

Nasnímaný obraz se následně zpracovává v počítači pomocí Feldkampova algoritmu.

Během jedné 360° rotace systém získá data z celého skenovaného objemu a to jen s mírně nižší kvalitou obrazu ve srovnání s diagnostickým CT. Skenování trvá 18 s, během kterého systém získá přibližně 600 planárních (2D) obrazů. Ty se následně skládají do 3D obrazu. V průběhu snímání se projekce zobrazuje na monitoru. Čas potřebný k rekonstrukci závisí na rekonstrukčních faktorech (např. FOV, rozsahu snímání, množství pixelů atd.) a většinou trvá kolem 3 minut. Celkový čas pro nastavení pacienta, získání dat a rekonstrukci obrazu většinou nepřesáhne 10 minut. [5]



Obr. 18: CTCB snímek

## 6.4.2 MVCTCB

U megavoltážního cone-beam CT (MVCBCT) se pro získání snímků užívá radioterapeutického lineárního urychlovače s energiemi fotonů v řádech mega-elektron voltů (MeV).

### Konstrukce

„MV zobrazovací systém se skládá ze standardní léčebné jednotky (lineárního urychlovače) a flat-panel detektoru adaptovaného na MV fotony. Vzdálenost mezi zdrojem záření a detektorem bývá stejná skoro stejná jako u kVCBCT. Flat-panel detektor je z amorfního křemíku, scintilační vrstva překrývá snímače světla a matice tranzistorů. Detektor obsahuje matici 1024 × 1024 TFT.“ [5]

### Princip

„Pro získání snímků metodou MVCBCT se užívá uživatelem předdefinovaných CBCT protokolů s parametry pole (tzn. velikost pole, celkovou dávkou, vzdálenost – odstup flat-panelu, počáteční úhel atd.). Během akvizice se gantry otočí o úhel 200° (z 270° do 110°, ve směru hodinových ručiček). V každém úhlu je pořízen jeden portálový snímek. Akvizice trvá do 45 sekund. Typická rekonstrukce začíná ihned po získání prvního portálového snímku a trvá necelé dvě minuty.“ [5]

## 7 DICOM (Digital Image and Communications In Medicine protocol suite)

DICOM představuje digitální zobrazování a komunikaci v medicíně. Jedná se o veřejný standard vyvíjený spojeným úsilím American College of Radiology (ACR), Americké radiologické společnosti a National Electrical Manufacturers Association (NEMA) - Federální asociace výrobců elektrotechniky. [40]

DICOM je zvláštní v tom, že v sobě obsahuje nejenom data obrazová, ale i další data spojená s pacientem a daným vyšetřením. Jedná se o datový formát, ve kterém se ukládají snímky pacientů z různých vyšetření (CT, RTG, MR...).

Soubor DICOM se používal v níže uvedené experimentální části. Z výsledného CTCB snímání se používaly horizontální řezy uložené ve formátu DICOM, které následně příslušný program přepočítával pomocí Feldkampova algoritmu a skládal do 3D krychle, aby bylo možné zhodnotit velikost pohybu pacienta.

Uspořádání dat je v jednotlivých segmentech, což je velmi výhodné pro budoucí změny standardu. Tehdy bude stačit pouze změnit segment nikoliv celý program.

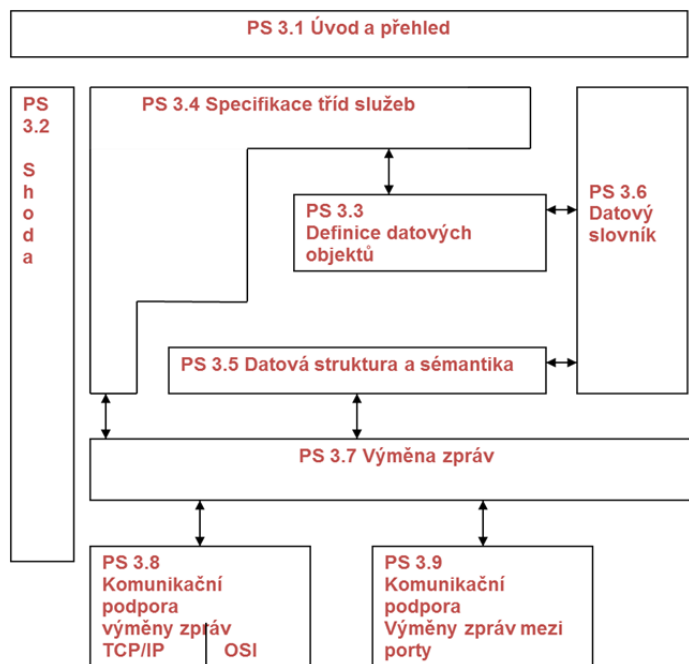
Standard je vyvíjen ve spojení s dalšími standardizačními organizacemi zahrnující CEN TC251 v Evropě a JIRA v Japonsku a dalšími organizacemi zahrnujícími IEEE, HL7 a ANSI v USA.[40]

Značení standardu bylo podle jeho čísla verze a to až do verze 3.0. Od této verze se používá značení dle roku úpravy standardu. Nejnovější verzí je momentálně DICOM verze 2009 skládající se z následujících částí:

- Část 1: Úvod a přehled (Introduction and Overview)
- Část 2: Shoda (Conformance)
- Část 3: Definice datových objektů (Information Object Definitions)
- Část 4: Specifikace tříd služeb (Service Class Specifications)
- Část 5: Datová struktura a sémantika (Data Structure and Semantics)
- Část 6: Datový slovník (Data Dictionary)
- Část 7: Výměna zpráv (Message Exchange)
- Část 8: Komunikační podpora výměny zpráv (Network Communication)

Support for Message Exchange)

- Část 9: Jen u starších verzí DICOM
- Část 10: Ukládání medií a datový formát pro datovou výměnu (Media Storage and File Format for Data Interchange)
- Část 11: Aplikační profily pro ukládání medií (Media Storage Application Profiles)
- Část 12: Formát medií a jejich vlastnosti pro přenos (Media Formats and Physical Media for Media Interchange)
- Část 13: Jen u staších částí DICOM
- Část 14: Stupně šedi pro funkčnost monitoru (Grayscale Standard Display Function)
- Část 15: Bezpečnostní profily (Security Profiles)
- Část 16: Mapování zdrojů (Content Mapping Resource)
- Část 17: Vysvětlivky (Explanatory Information)
- Část 18: Webový přístup k DICOM objektů (Web Access to DICOM Persistent Objects - WADO)
- Část 19: Aplikační hosting (Application Hosting)
- Část 20: Transformace DICOM z a do HL7 standardů (Transformation of DICOM to and from HL7 Standards) [40]



Obr. 19: Uspořádání Standardu DICOM

## 8 Současné metody zpřesnění snímků

### 8.1 Šum

Obraz stejně jako všechny možné druhy signálů doprovází nepříznivá složka a tou je šum. Šum je typ signálu, který zhoršují kvalitu celkově naměřeného signálu. Šum se do signálu dostává aktivitami součástí měřicí soustavy a také z prostředí ve kterém se měří. Velký vliv na šum mají tepelné změny v elektrotechnických součástkách, množství světla a rozměry světlocitlivých buněk na snímači.

Potlačení šumu je velmi důležitým krokem k zlepšení daného signálu. K jeho snížení nebo v ideálním případě naprosté eliminaci se používají níže uvedené metody.

### 8.2 SNR (Signal To Noise Ratio)

SNR je veličina vyjadřující odstup signálu od šumu. Je udávána v dB. Snaha je, aby hodnoty této veličiny byly co největší a tím pádem byl i odstup signálu a šumu co největší.

SNR je vyjádřeno vztahem

$$SNR = 20 \log \frac{P_s}{P_n} = 20 \log \frac{\sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} |F_{i,j} - N_{i,j}|}{\sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} |N_{i,j}|}$$

kde

$P_s$  je intenzita signálu

$P_n$  je intenzita šumu

$F$  je funkce jasu ve zkoumaném obraze o rozměrech  $m \times n$

$N$  je funkce jasu v odhadu šumu o rozměrech  $m \times n$

Poměr vyšší než 1:1 značí více signálu než šumu.

### 8.3 Chlazení kamery-Peltierův článek

#### 8.3.1 Peltierův jev

„Jev, který v roce 1834 objevil francouzský fyzik Peltier. Tento jev je inverzní k tzv. Seebeckově jevu, který říká, že jsou-li spojeny dva vodiče z různých kovů do

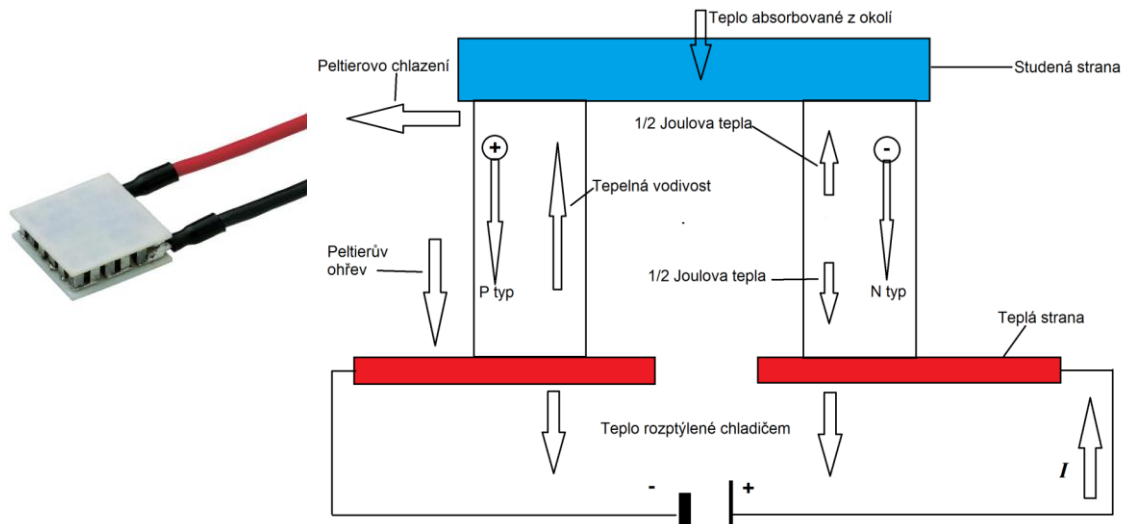
uzavřeného obvodu a mají-li spoje různou teplotu  $T_1$  a  $T_2$ , protéká obvodem elektrický proud.“ [12]

„Peltierův jev říká, že protéká-li stejnosměrný elektrický proud z vnějšího zdroje Seebeckovým obvodem, pak vzniká teplotní rozdíl mezi oběma spoji. Teče-li proud z vnějšího zdroje daným spojem stejným směrem, jaký má proud při ohřátí tohoto spoje v Seebeckově jevu, pak se daný spoj ochlazuje. Prochází-li proud směrem opačným, pak se spoj ohřívá. Peltierův jev závisí na druhu kovů a na jejich teplotě.“ [12]

### **8.3.1 Peltierův článek**

Polovodičová součástka, která se používá velmi často k chlazení fotoaparátů nebo kamer, které se svým výkonem velmi rychle zahřívají. Článek funguje na principu Peltierova jevu. Skládá se ze dvou sloupků tvořené polovodičem typu P a N, které jsou na jedné straně spojeny spojovacím můstkem. „Spodní kontaktní plošky na druhé straně jsou určeny pro přívod elektrické energie. Spojovací můstek a kontaktní plošky absorbují nebo vyzařují teplo“. Nevýhodou této součástky je její velká spotřeba proudu, nižší účinnost a velikost zahřívání, které se musí řešit dalším chlazením. Na druhou stranu je součástka velmi malá s teoreticky neomezenou životností a snadnou regulací výkonu. [13]

Jeho využití má snížit termoelektrický šum vzniklý zahříváním daného zařízení. Tzv. tepelný šum je děj vzniklý na detektoru, který po dopadu jednoho fotonu vygeneruje jeden fotoelektron doprovázený dalšími tepelnými elektrony. Tyto tepelné elektrony jsou zdrojem tepelného šumu, který jako jeden z mnoha vlivů značně ovlivňuje výsledný obraz. [30]



Obr. 20: Peltierův  
článek [11]

Obr. 21: Schéma Peltierova článku

$$Q_s = \alpha * T_s * I \text{ [W]}$$

Vzorec pro výpočet tepelného výkonu  $Q_s$  tzv. Peltierova chladícího výkonu, který je úměrný termoelektrickému napětí Peltierova článku a velikosti procházejícího proudu  $I$ .  $\alpha$  udává termoelektrickou konstantu jednoho termočlánku,  $T_s$  teplotu studené strany.

$$Q_h = \alpha * T_h * I \text{ [W]}$$

Vzorec pro výpočet tzv. Peltierova tepelného výkonu  $Q_h$ , kde  $T_h$  udává teplotu teplé strany v [K].

$$\alpha = \frac{R_i * I_{max}}{T_s} \text{ [V/K]}$$

Vzorec pro výpočet termoelektrické konstanty jednoho termočlánku  $\alpha$ , kde  $R_i$  je vnitřní odpor Peltierova článku.

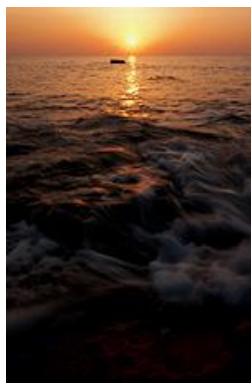
## 8.4 HDR (High Dynamic Range)

HDR je technologie umožňující větší dynamický rozsah mezi nejsvětlejším a nejtmaším bodem scény, než který je u normální snímací techniky. Používá se všude, kde se pracuje jakýmkoliv stylem s obrazem. Tato technologie zaznamenává ve svých datech všechna postavení simulujících světla osvětlující obraz, což vytváří velice realistický obraz



Hlavní výhodou HDR od klasických bitmapových formátů je jeho bitová hloubka a zaznamenávání osvětlení. Bitová hloubka je na rozdíl od klasických bitmapových formátů neomezená. Co se týče osvětlení, tak v HDR je zaznamenáno již v textuře, takže se ví, jak se bude předmět opticky chovat.

Výsledný obraz je vytvořen z několika vytvořených snímků, které se složí do jednoho. [33]



Obr. 22: Nedosvícený snímek [34]



Obr. 23: Přesvícený snímek [35]

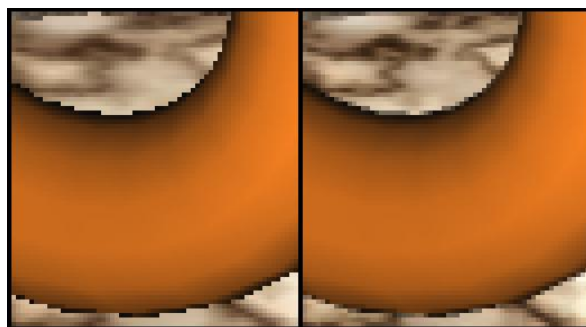


Obr. 24: Snímek po použití HDR [36]

## 8.5 Supersampling

Principiálně jednoduchý, avšak poměrně pomalý typ anti-aliasingu, což je typ zpracování obrazu, který vyhlazuje hrany objektu v obraze. Pomalý je z důvodu přepočítávání celé scény do vyššího rozlišení a teprve následného vytváření výsledného obrazu.

Princip je založen na přepočítání celého obrazu do většího rozlišení. Následně se odebírají vzorky barev z různých pozic pixelů a se vypočítává se průměrná hodnota barvy. V dalším kroku se obraz převede na požadovanou velikost. Výsledný obraz má lépe vyhlazené okraje a není patrný přechod mezi pixely. [32]



Obr. 25: Znárodnění supersamplingu [31]

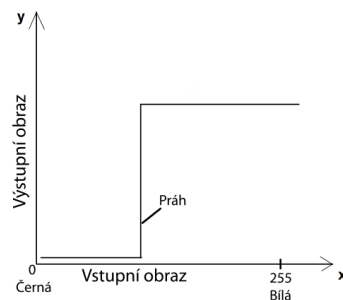
## 9 Teorie k praktické části

### 9.1 Prahování (Thresholding)

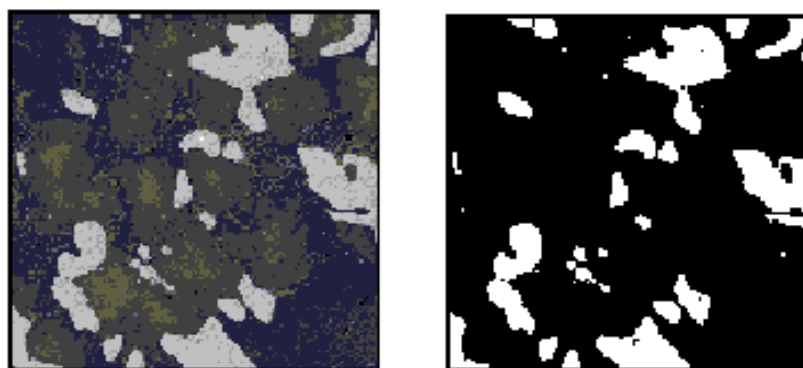
Je jednou z metod segmentace obrazu neboli digitální zpracování obrazu, kde se automaticky rozdělují jednotlivé oblasti se společnými vlastnostmi.

V tomto případě je celá metoda založena na hodnocení jasu každého pixelu. Tímto způsobem se od sebe rozdělí popředí a pozadí obrazu. Abychom tohoto rozdělení docílili, je za potřebí určit příslušnou hodnotu prahu. Tato hodnota se dá určovat pokusně, nebo pomocí některé z metod automatického určování prahu. Metoda se používá tehdy, když se hledané objekty výrazně odlišují od pozadí. Výsledkem je potom binární obraz. Objekty s intenzitou větší než je práh nabývají hodnot 1 a objekty s intenzitou nižší než je práh nabývají hodnot 0 (viz. obr. 26).

Prahování můžeme provádět i pomocí více prahů, potom se jedná o prahování s více prahy (multi thresholding). Výstupní obraz má takový počet úrovní, který je roven počtu prahů plus jedna. [17]



Obr. 26: Prahování



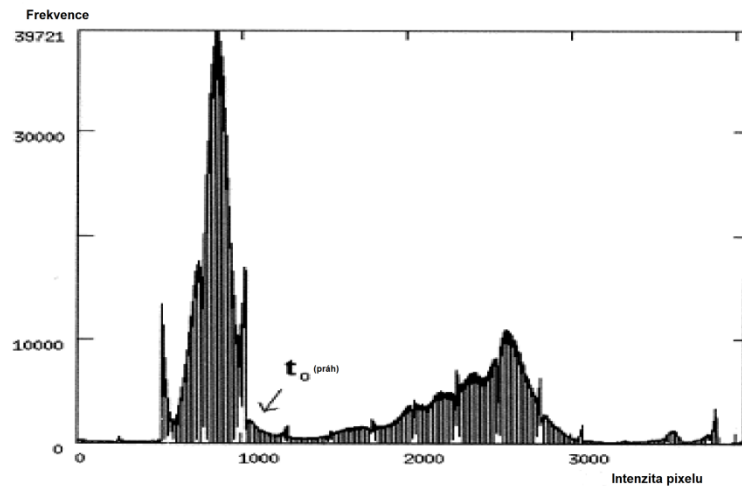
Original image

Thresholded binary image

Obr. 27: Zpracovaný obraz prahováním

## 9.2 Histogram

Histogram je způsob grafického zobrazení naměřeného signálu, kde se zobrazují jednotlivé prvky se stejnou vlastností a využití dynamického rozsahu. [38]



Obr. 28: Histogram [39]

## 9.3 Dilatace, eroze

„Dilatace skládá body dvou množin pomocí vektorového součtu“.[21] Je to obrazová transformace, kterou se upravují malé díry a úzké zálivy v obraze. Použitím dilatace se zároveň obraz zvětší.

$$X \oplus B = \{p \in \mathcal{E}^2 : p = x + b, x \in X, b \in B\} [21]$$

Matematický zápis dilatace, z kterého vyplívá, že se sčítá vždy dvojice pixelů, jeden z množiny X a jeden z množiny B. [21]

Eroze je duální operací k dilataci. Je funkcí, která skládá dvě množiny. Používá se ke zjednodušení struktury obrazu.

$$X \ominus B = \{p \in \mathcal{E}^2 : p + b \in X \text{ pro každé } b \in B\} [21]$$

Matematický zápis eroze, z kterého vyplívá, že „pro každý bod obrazu  $p$  se ověřuje, zda pro všechna možná  $p+b$  leží výsledek v X. Pokud ano, zapíše se v reprezentativním bodě do výsledného obrázku 1 a v opačném případě 0.“[21]

## **9.4 Výpočet středu objektu**

V experimentální části bylo třeba vypočítat střed tečky, abychom zjistili pohyb pacienta během CTCB snímání. Tato výpočetní operace se prováděla pomocí funkce `centroid`, což je funkce programovacího prostředí Matlab.

K určení středu objektu, je nejdřív potřeba zjistit jaký má tvar. Tento krok se vyřešil pomocí funkce `regionprops`, která je hlavní funkcí pro další kroky, jako je například funkce `centroid`. Následně program pomocí zjištěného tvaru a velikosti objektu vypočítá souřadnice středu zkoumaného objektu. Výpočet spočívá ve změření průměrné vzdálenosti v každém směru a vyjádření poměru celé oblasti a tvaru, která se pak přepočítá na souřadnice  $x$ ,  $y$ . [37]

## **10 Praktická část**

### **10.1 Cíle**

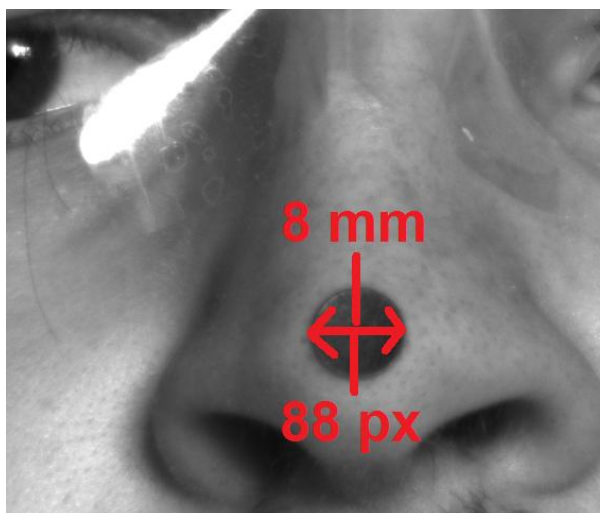
Pohyb pacienta během snímání negativně ovlivňuje výslednou ostrost snímku a tím pádem je i hůře hodnotitelný. Někdy se musí provést minimálně dvě skenování pacienta, aby se pacientovi mohla stanovit správná diagnóza pro operaci maxilárního kloubu, extrakci zubu, implantaci zubní náhrady atd. Tím se zvyšuje radiační zátěž, ze které mohou vznikat i postižení způsobená radiací (např. nemoc z ozáření).

Cílem experimentu je tedy zjistit, jak velký vliv má pohyb na výsledný CTCB snímek, a navrhnout optimalizaci, která by zvýšila ostrost snímku a snížila zatížení pacienta RTG zářením.

### **10.2 Návrh měření**

Experiment se prováděl na stomatologické klinice IDENTITY GROUP® a.s., kde bylo k dispozici stomatologické CTCB od firmy i-CAT®. Pacientovi se na nos dala černá tečka o průměru 8 mm. Následně se pacient usadil do přístroje, ke kterému mu byla upevněna hlava pomocí suchého zipu (standardní postup u CTCB). Tato fixace se provádí, aby se alespoň trochu zabránilo pacientovi v pohybu, ale úplně tím pohyb eliminovat nelze. Pacient během snímání musí dýchat. Dále jsou přítomny samovolné pohyby hlavy a navíc kolem pacientovy hlavy rotuje rameno s rentgenkou a snímačem. Pacientovi se před úkonem určí bod, který má během snímání sledovat, aby nesledoval rotující rameno, což je u tohoto druhu CT snímání standardem. Ne však každý pacient je toho plně schopen.

Na tečku, kterou jsme pacientovi dali na nos, se zaměřila a zaostřila vysokorychlostní kamera, která je vyobrazena na obr. 30 a 35. Následně se spustilo nahrávání kamerou a CT skenování pacienta. Celková doba snímání každého pacienta trvala přibližně 18 sekund.



Obr. 29: Snímek tečky použité pro snímání pohybu pacienta

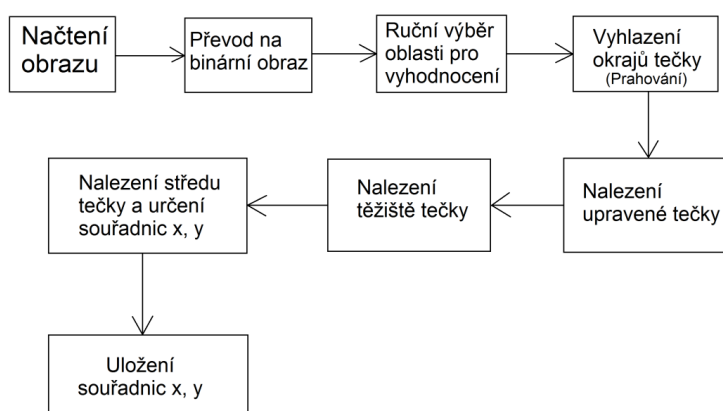


Obr. 30: CTCB snímání pacienta

### 10.3 Vyhodnocení pohybu

Vyhodnocování naměřených dat se provádělo v programovém prostředí Matlab, kde byl pro tento účel vytvořen speciální program pro analýzu pohybu pacienta, který je vyobrazen pomocí blokového schématu na obr. 31.

Nejdříve se vyexportovaly jednotlivé snímky z nasnímaného videa. Každá dávka snímků se následně analyzovala v programu Matlab a tím se získaly souřadnice, které udávaly polohu tečky. Následné souřadnice se pomocí níže uvedeného vzorce přepočítávaly a tím se zjistilo, jak moc se pacient během skenování pohyboval.

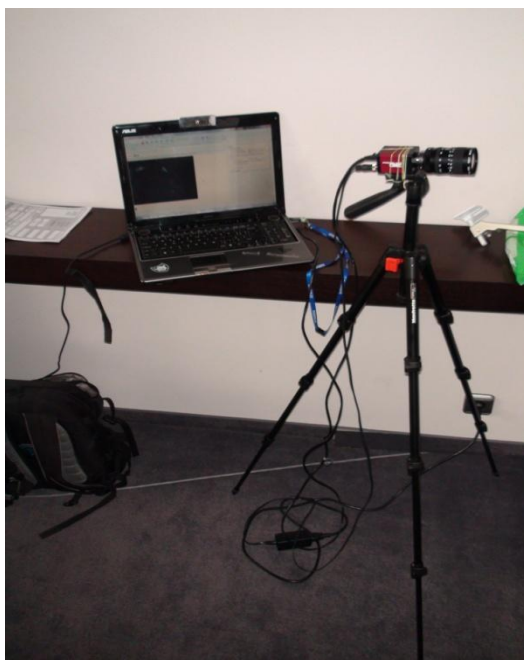


Obr. 31: Blokové schéma zpracování obrazu v SW Matlab

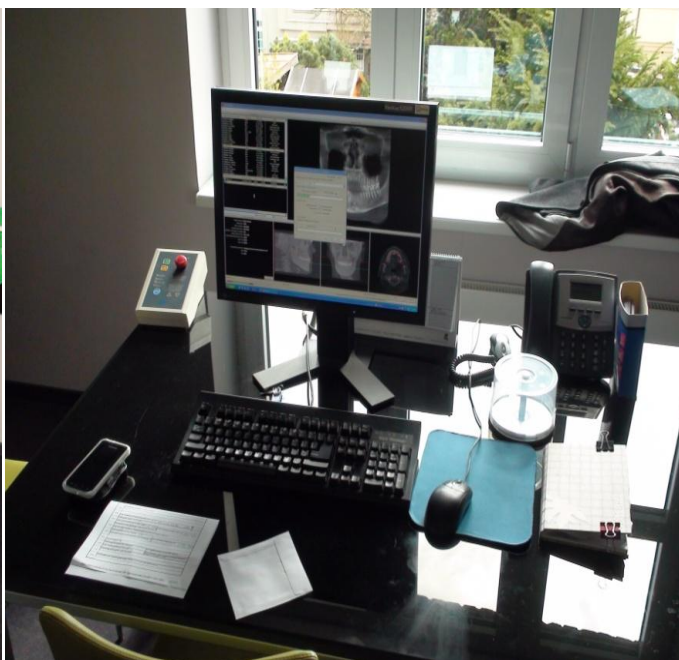
Ve vytvořeném skriptu se hodnotil pohyb středu tečky. Jak se tento střed pohyboval, se uložilo v podobě souřadnic osy  $x$  a  $y$ . Následně se pomocí známé velikosti tečky v  $mm$  a zjištěné velikosti tečky v  $px$  vypočítal pohyb středu tečky (viz. obr. 29) podle vzorce:

$$a = \sqrt{(x_1 - x_n)^2 + (y_1 - y_n)^2} / 11 [mm]$$

Kde  $a$  je střed tečky,  $x_1$  udává souřadnice prvního bodu na ose  $x$ ,  $x_n$  souřadnice  $n$  bodu na ose  $x$ ,  $y_1$  souřadnice prvního bodu na ose  $y$  a  $y_n$  souřadnice  $n$  bodu na ose  $y$ . Hodnota 11 udává počet pixelů ( $px$ ) na 1  $mm$ . Tato hodnota se vypočítala podílem velikostí tečky v  $mm$  a v  $px$ . Kde velikosti jsou 8  $mm$  a 88  $px$ .



Obr. 32: Pracoviště – vysokorychlostní kamera



Obr. 33: Pracoviště–výkonná pracovní stanice pro zpracování a vyhodnocování CTCB

### 10.3 Návrh kalibrace

Dalším postupem při vyhodnocování pohybu bylo třeba zjistit jeho pohyb v 3D dimenzi na úrovni voxelů. Toho se docílí propojením naměřených hodnot z 2D a 3D dimenze. Pomocí získaných souřadnic a zjištěné velikosti kalibračního předmětu lze již zjistit, jak moc se pacient během snímání pohyboval v reálném čase.

Z předchozích výpočtů se zjistilo, jakou měrou se pohyboval střed tečky. Při dalším kroku se zjistil pohyb kalibračního předmětu. Změřilo se, že kulička měří 4  $mm$  a v CT obraze představuje 11  $px$ , čímž jsme vypočítali  $px/mm$  pro kalibrační



předmět. Následně pokud se tečka pohnula např. o 1 mm, tak i kulička se pohnula o 1 mm, z čehož vyplývá, že výsledný obraz bude posunutý o 2,75 px.

#### 10.4 Realizace experimentu

K experimentálnímu snímání pacientů se použila vysokorychlostní kamera Prosilica GE680 (Obr.34) a objektivu Pentax C31204TH (Obr.35) a stativ Vanguard.



Obr. 34: Vysokorychlostní kamera  
Prosilica GE680

Obr. 35: Kamera s objektivem Pentax  
C31204TH

Specifikace kamery:

Rozhraní: IEEE 802.3, 1000baseT

Rozlišení: 640×480-nastavené

Senzor: Kodak KAI-0340

Rychlost

snímání: 205fps-nastavené

[20]

Specifikace objektivu:

Ohnisková

vzdálenost: 12,5–75 mm

Clona: 49 mm P=0,75 mm

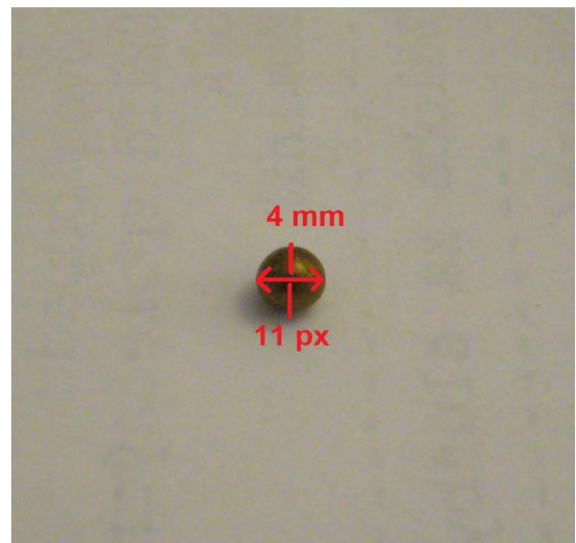
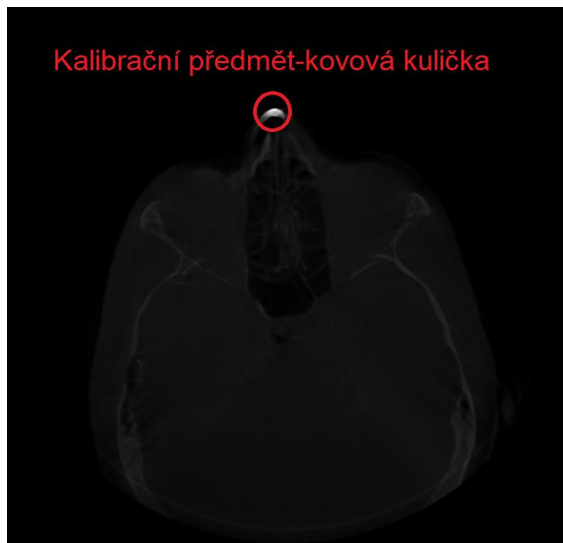
Rozsah clony: F1,8–22

#### 10.5 Kalibrační předmět

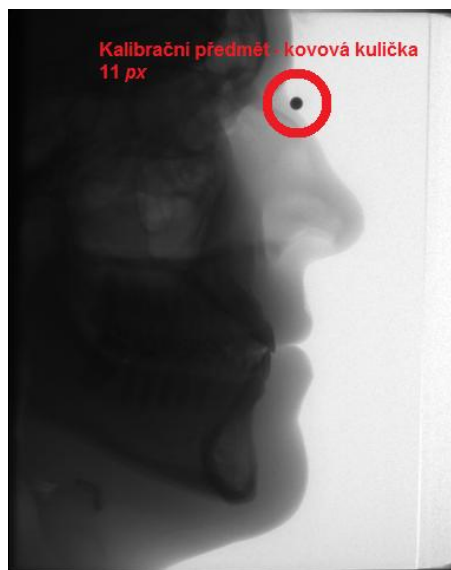
Jak již bylo výše uvedeno, tak pohyb je jedním z parametrů, které ovlivňují ostrost výsledného snímku. Aby bylo možné se tohoto vyvarovat, by bylo třeba nějakým způsobem snímek kalibrovat. K tomu by bylo možné použít RTG kontrastní objekt, který by se upevnil pacientovi na obličej a byl by viditelný na výsledném snímku. Dala by se použít např. kovová kulička. Nasnímaný materiál by bylo třeba pomocí příslušného SW rozložit na jednotlivé řezy a kalibrovat pomocí RTG



kontrastní kovové kuličky. Po kalibraci by se řezy opět pomocí rekonstrukčního algoritmu složily dohromady již s provedenými úpravami a jeho ostrost by byla dostačující k hodnocení snímku.



Obr. 36: CT snímek kalibračního předmětu (horizontální řez) Obr. 37: Vyfocený kalibrační předmět.



Obr. 38: CT snímek kalibračního předmětu (3D rekonstrukce)

## 10.6 Výběrový vzorek

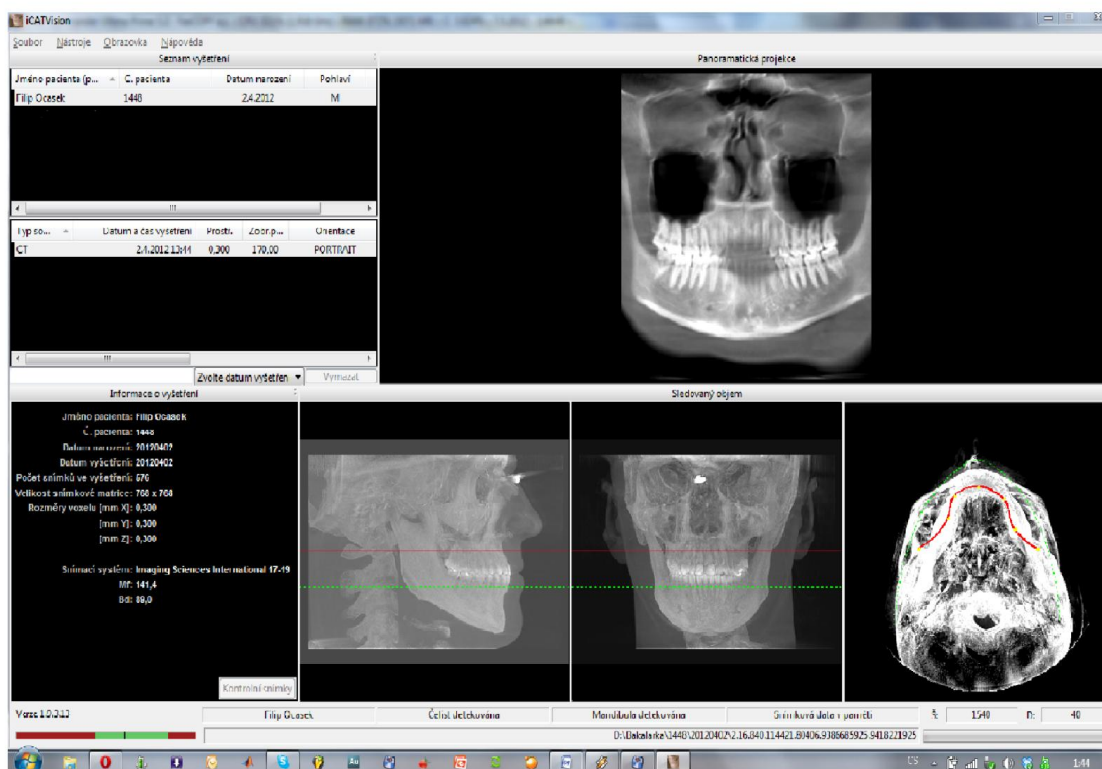
Při experimentu bylo naměřeno 40 pacientů, kteří většinou byli před nebo po operaci mandibulárního kloubu.

## 11 i-CAT vision

i-CAT vision je program určený pro celkové zpracování CTCB vyšetření od uložení informací o pacientovi až po výslednou diagnostiku výsledného snímku. Program umožňuje prohlížení a manipulaci s pacientovými CTCB skeny v 3D prostředí. SW dokáže provádět různá měření, hodnotit temporomandibulární kloub, analýzu panoramatických snímků, zobrazování snímku ve 3D rovině, zkoumat anatomické průřezy, změnit tloušťku řezu, změnit OVP snímky a mnoho dalšího. Hlavní výhodou tohoto programu je široká škála možností práce s RAW daty pořízených CTCB skenováním.

RAW data jsou tzv. hrubá data pořízená skenováním. Tato data neobsahují žádný obraz. Ten se vytváří až v SW, který dokáže tyto informace zpracovat a graficky zobrazit výpovědní hodnotu RAW dat.

Program umožňuje instalování množství pluginů, které slouží k mnoha dalším manipulacím s výsledným CTCB skenem. Pro experimentální část bylo využito 3DVR pluginu. Tento přídatný SW umožňuje zobrazit a exportovat 3D rekonstrukci pacientova celého CTCB skenování (viz.obr. 38).



Obr. 39: SW prostředí programu i-CAT vision

## 12 Experimentální část

### 12.1 Pomocný kalibrační předmět

Na vyobrazení pohybu se použila naměřená data tří náhodně vybraných pacientů, která se zpracovala do grafu a tabulek a na nichž je vyobrazeno, že pohyb pacientů je na všechny strany značný. Pohyb, bodů, který je na následujících grafech vidět, je u všech pacientů velmi podobný. Body nejvíce se odchylojící od počátečního postavení hlavy, byly zaznamenány v době, kdy se do zorného pole pacienta dostalo rameno s rentgenkou a detektorem a otáčelo se kolem obličeje. Na grafech jsou barevně odlišeny doby snímání, mezi kterými měl pacient před obličejem rameno s rentgenkou a snímačem.

<b>1. Vybraný pacient</b>		
	<b>Odchylka v mm</b>	<b>Odchylka v px</b>
<b>Pohyb doleva</b>	0,42	4,62
<b>Pohyb doprava</b>	2,22	24,42
<b>Pohyb nahoru</b>	0,1	1,1
<b>Pohyb dolů</b>	1	11

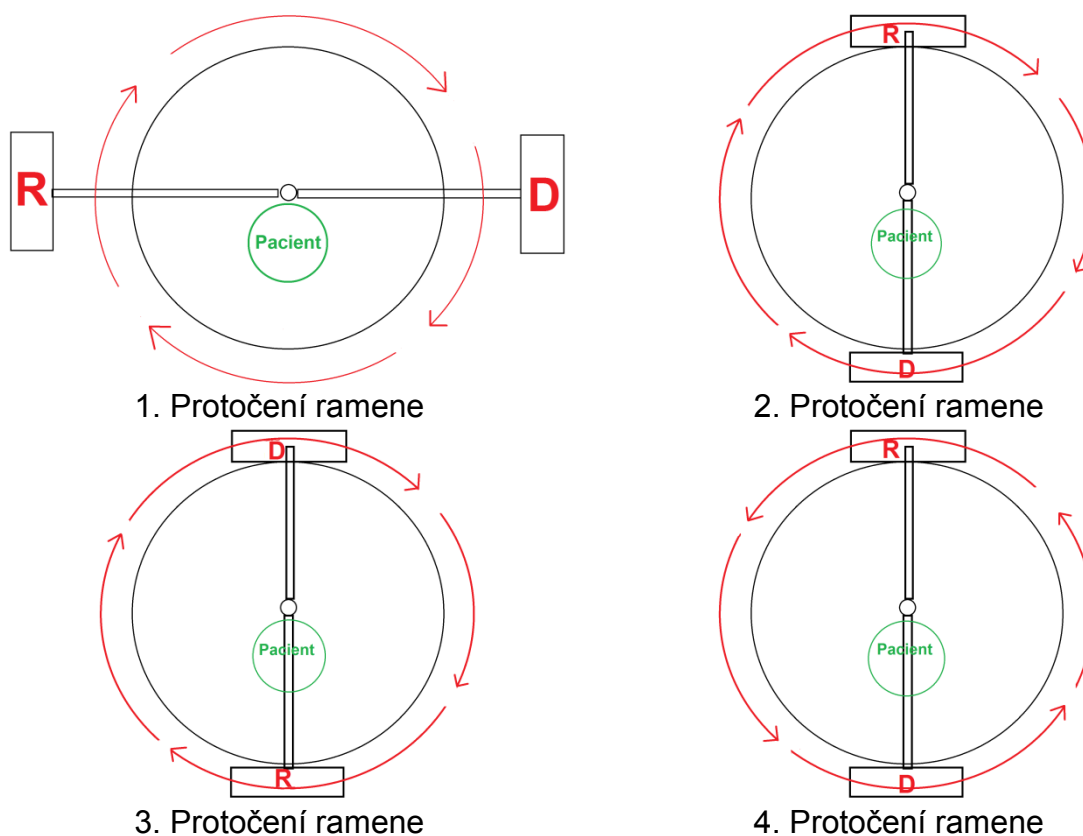
Tabulka 1: Vypočítaný pohyb tečky u 1. vybraného pacienta v *mm* a *px*

<b>2. Vybraný pacient</b>		
	<b>Odchylka v mm</b>	<b>Odchylka v px</b>
<b>Pohyb doleva</b>	2,37	26,07
<b>Pohyb doprava</b>	1,17	12,87
<b>Pohyb nahoru</b>	1,68	18,48
<b>Pohyb dolů</b>	1,28	14,08

Tabulka 2: Vypočítaný pohyb tečky u 2. vybraného pacienta v *mm* a *px*

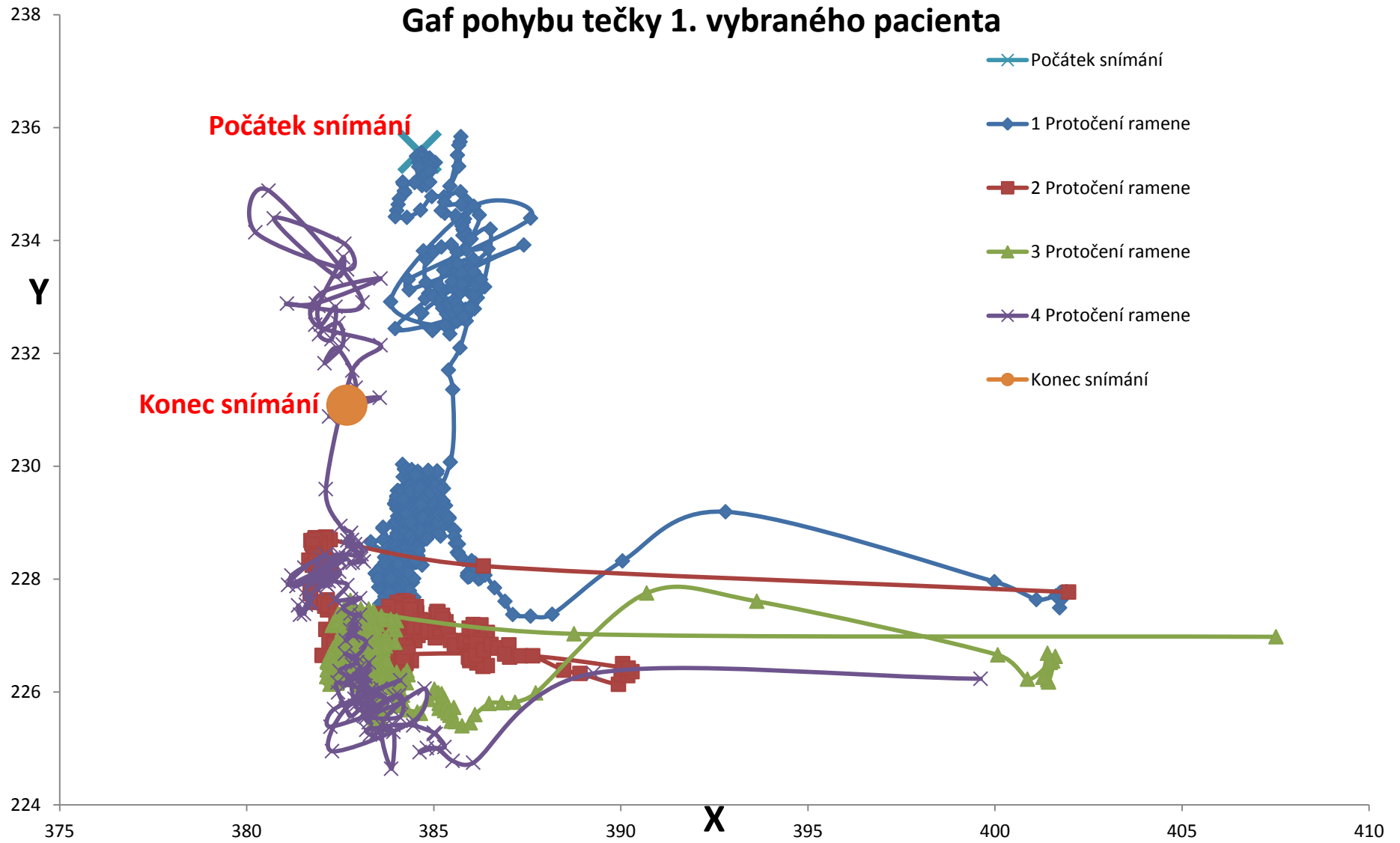
3. Vybraný pacient		
	Odchylka v mm	Odchylka v px
Pohyb doleva	1,14	12,54
Pohyb doprava	3,29	36,19
Pohyb nahoru	0,83	9,13
Pohyb dolů	1,33	14,63

Tabulka 3: Vypočítaný pohyb tečky u 3. vybraného pacienta v mm a px

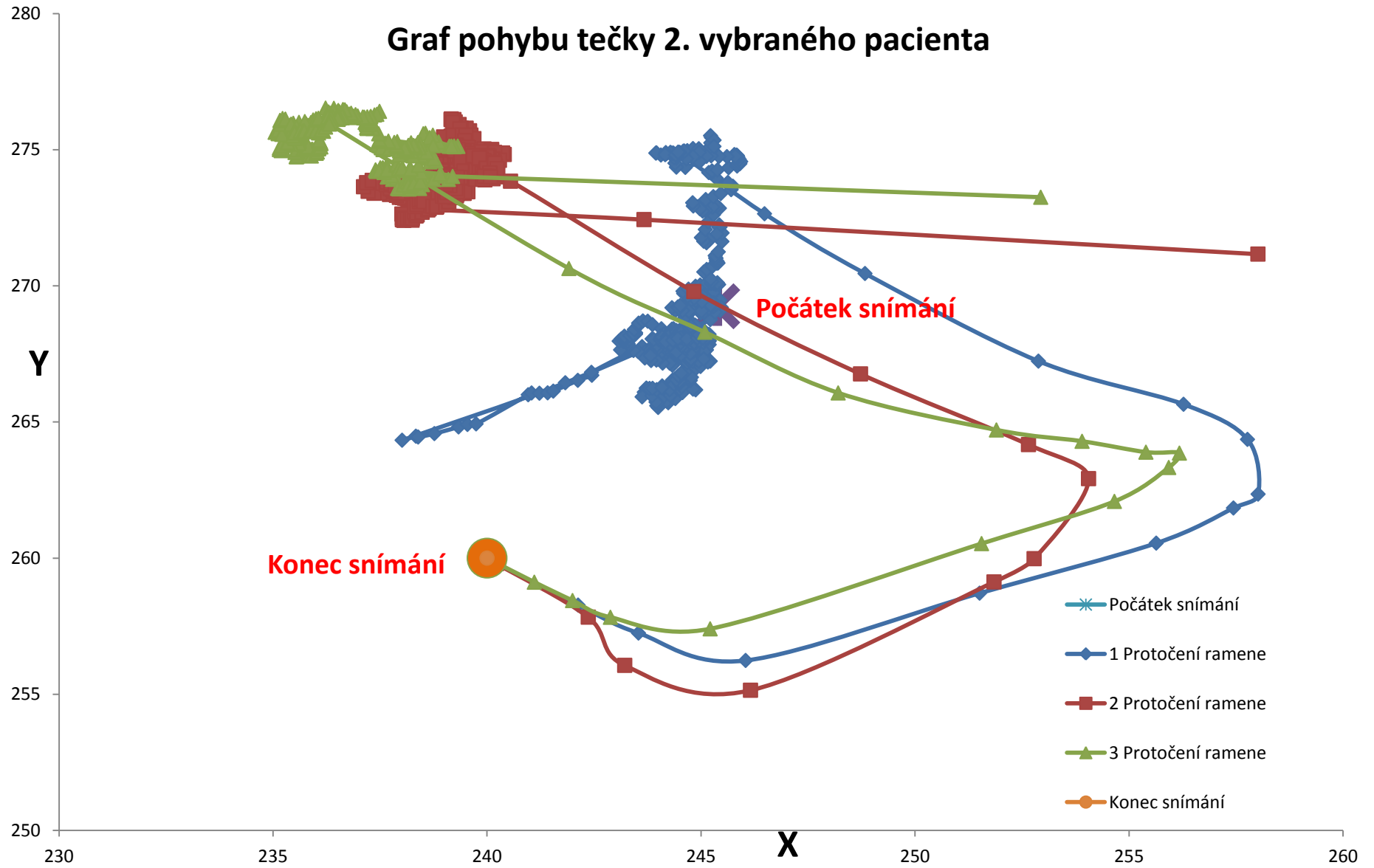


Obr. 40: Schéma otáčení ramene během snímání pacienta

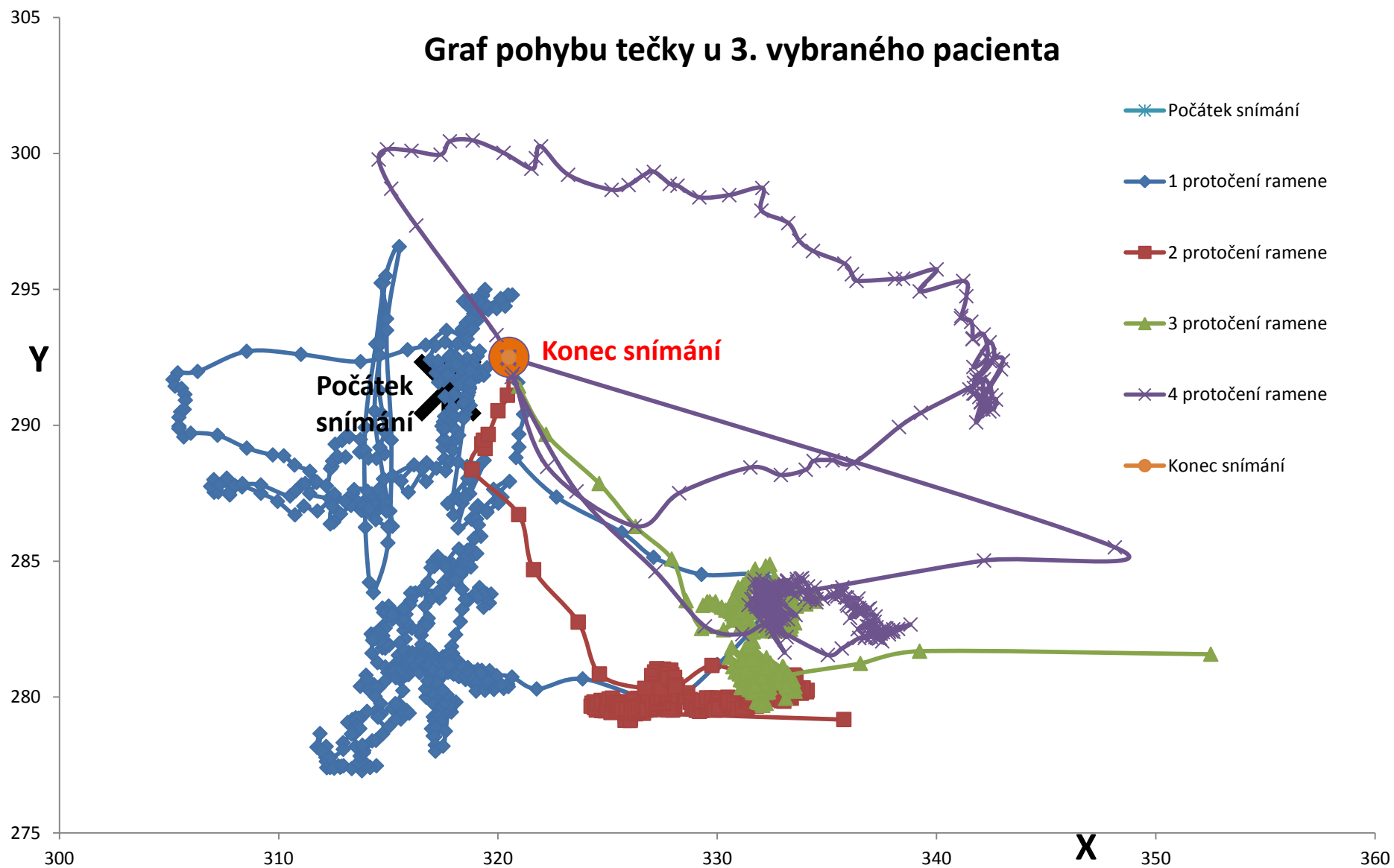
# Gaf pohybu tečky 1. vybraného pacienta



# Graf pohybu tečky 2. vybraného pacienta



### Graf pohybu tečky u 3. vybraného pacienta



V následujících tabulkách jsou vyobrazena data všech pacientů. Přesněji se jedná o absolutní pohyb každého pacienta (pohyb mezi prvním a posledním bodem středu tečky z naměřené sekvence).

<b>Absolutní pohyby tečky (mm)</b>	<b>Absolutní pohyby tečky (px)</b>
1,786	19,647
0,593	6,527
0,333	3,658
0,504	5,545
0,985	10,839
0,575	6,328
1,520	16,717
1,638	18,016
1,742	19,160
0,445	4,890
1,761	19,367
1,752	19,273
1,825	20,074
1,687	18,552
2,385	26,232
1,900	20,897
0,590	6,492
1,370	15,068
0,973	10,700
3,977	43,750
0,728	8,013
1,310	14,408
1,114	12,252
0,588	6,470
0,858	9,436
0,667	7,338
2,685	29,539
0,834	9,172



0,463	5,090
3,381	37,190
0,254	2,791
0,465	5,110
0,794	8,732
1,102	12,117
2,599	28,592
1,240	13,640
0,779	8,569
0,274	3,014
0,224	2,464

Tabulka 4: Absolutní hodnoty pohybu tečky u 40 pacientů v *mm* a *px*

Další tabulka zobrazuje velikost průměrného pohybu středu tečky u všech pacientů dohromady v *mm* a *px*.

Průměrná hodnota pohybu (mm)	Průměrná hodnota pohybu (px)
1,242	13,665

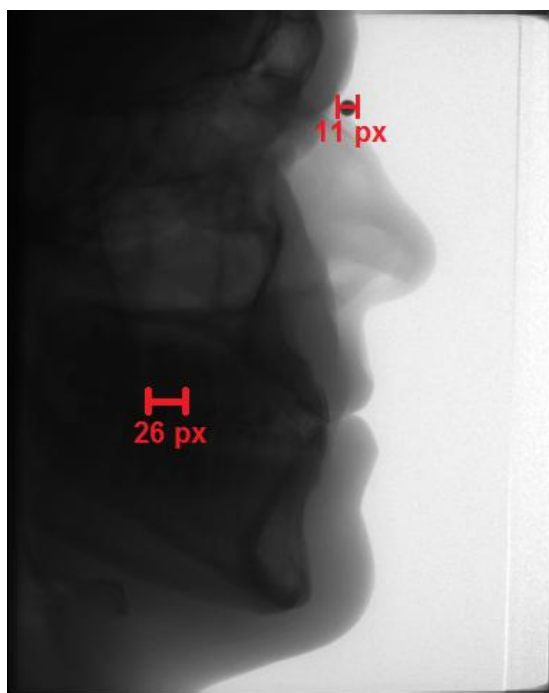
Tabulka 5: Průměrné hodnoty pohybu tečky u všech pacientů dohromady v *mm* a *px*

## 12.2 Kalibrační předmět

Propojením hodnot pohybu tečky a změřených velikostí kuličky už je možné vypočítat, jakou měrou ovlivňuje pohyb pacienta CTCB snímek.

Z analýzy získaných dat jsem dospěl k závěru, že pacienti se v průměru pohnou o 1,242 mm, čímž je výsledný CTCB obraz rozmazán o 3,42 px.

Na níže uvedeném obrázku je vyobrazené, že velikost prvního horního molaru je 26 px. Dále velikost jednoho tohoto snímku je 384×480 px. Vzhledem k těmto informacím je posun obrazu při pohybu pacienta během snímání značný.



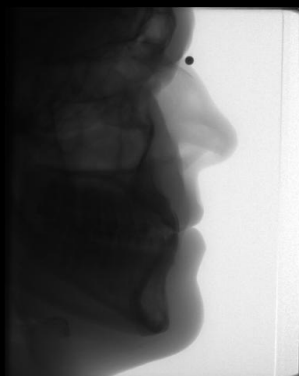
Obr. 41: CTCB snímek se změřeným zubem a kalibračním předmětem

Tato tabulka ukazuje o kolik se obraz posunul (px) pohybem pacienta na všechny strany od počátečního postavení hlavy na začátku snímání.

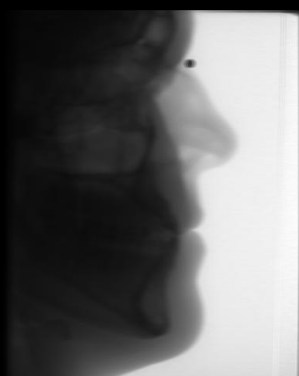
<b>Pohyb kalibračního předmětu</b>		
	<b>Pohyb v mm</b>	<b>Odchylka v px</b>
<b>Pohyb doleva</b>	1,14	3,14
<b>Pohyb doprava</b>	3,29	9,05
<b>Pohyb nahoru</b>	0,83	2,28
<b>Pohyb dolů</b>	1,33	3,66

Tabulka 6: Hodnoty pohybu kalibračního předmětu a výsledného CTCB snímku

Na následujících snímcích je vyobrazeno, jak moc velký vliv na výsledný sken má pohyb pacienta o 1 mm a tudíž posun obrazu o 3 px.



Obr. 42: CTCB snímek bez posunu



Obr. 43: CTCB snímek posunutý o 3 px doprava a doleva

## 13 Závěr

Cílem této práce bylo zhodnotit vliv pohybu pacienta na výsledný snímek CTCB skenu v oblasti stomatologie a navrhnout postup, kterým by bylo možné výsledná data kalibrovat a tím zostrit CTCB snímek.

Na experimentální část se naměřilo 40 pacientů a následně se naměřená data vyhodnocovala a vypočítávalo se, jak moc se pacienti hýbali a zda je pohyb až tak významnou složkou ovlivňující výsledný snímek. Z naměřených dat se vypočítával pohyb tečky, kterou měli pacienti nalepenou na nose. Následně pomocí propojení naměřených dat pohybu tečky a velikosti kalibračního předmětu se vypočítávalo posunutí výsledného CTCB snímku.

Po vyhodnocení dat se zjistilo, že pohyb výsledný obraz ovlivňuje značnou měrou. Z tohoto důvodu je určitě třeba se kalibrací CTCB snímků zabývat. Touto metodou by se dalo předejít zbytečnému zatěžování pacientů RTG zářením a získání diagnosticky kvalitního obrazu hned po prvním snímání.

Z výsledku je patrné, že porovnáním velikosti prvního moláru a velikostí odchylky obrazu 3,42 px je pohyb pacienta nezanedbatelný. Dále se zjistilo, že pohyb pacienta je největší ve chvíli, kdy se dostává rameno s rentgenkou a detektorem do zorného pole pacienta. I když se pacientovi před začátkem skenování řekne, aby po celou dobu vyšetření sledoval jeden bod, tak člověk je zvyklý sledovat co se kolem něho děje a není tak schopný na pohyb ramene nereagovat.

Očividně metoda není náročná. Pacient by měl na obličeji připevněn během snímání kalibrační předmět, který nemusí být rozměrově veliký. Následně by se podle tohoto předmětu obraz doostřoval na což by stačilo napsat program, který by se nainstaloval jako plugin do programů, které již mají ordinace ve své výbavě.

Celé téma práce bylo naplněno a teze, že pohyb má na výsledný CTCB snímek velký vliv, se potvrdila. Z tohoto důvodu bych se rád tímto problémem zabýval dále ve své diplomové práci a to návrhem implementace této metody v praxi.

- [1] NAVRÁTIL, Leoš. Medicínská biofyzika. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- [2] FERDA, Jiří, Milan NOVÁK a Boris KREUZBERG. Výpočetní tomografie. Praha: Galén, c2002, 663 s. ISBN 80-726-2172-6
- [3] CHYLÍKOVÁ, Renáta. Výpočetní tomografie s vysokým rozlišením – jeho úloha a postavení v radiodiagnostice. České Budějovice, 2.5.2011. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích. Vedoucí práce Mgr. Miloš Plhoň.
- [4] SMOLÁKOVÁ, Eva. Vyšetření střev výpočetní tomografií, užití, výhody a nevýhody této metody. České Budějovice, 15.5.2007. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích. Vedoucí práce MUDr. Hynek Mírka PhD.
- [5] LANDOVÁ, Marie. Cone-beam CT a korekce chyb při nastavení u nádorů pánve ve FN Olomouc. Olomouc, 2011. Bakalářská práce. UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI. Vedoucí práce MUDr. Yvona Klementová.
- [6] TopTenz.net. TopTenz [online]. [cit. 2012-04-03]. Dostupné z: <http://www.toptenz.net/wp-content/uploads/2011/04/x-ray.jpg>
- [7] CT Scans the Root of Rising Healthcare Costs?. Neurosurgery Report [online]. 17.2.2010 [cit. 2012-04-03]. Dostupné z: [http://neurosurgerycns.files.wordpress.com/2010/02/toshiba\\_ct\\_scanner\\_630px.jpg](http://neurosurgerycns.files.wordpress.com/2010/02/toshiba_ct_scanner_630px.jpg)
- [8] Zdroj záření - RTG. Www.ndt.cz [online]. 28.2.2003 [cit. 2012-04-03]. Dostupné z: <http://www.ndt.cz/prilohy/56/rentgenka.jpg>
- [9] ZOU, Yu-Qiong, Ya-Song LI, Xiao-Nan DING a Zhen-Hua YING. The clinical significance of HRCT in evaluation of patient's with rheumatoid arthritis-associated interstitial lung disease: a report from China. Rheumatology International. 2012, roč. 32, č. 3, s. 669-673. ISSN 0172-8172. DOI: 10.1007/s00296-010-1665-1. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s00296-010-1665-1>
- [10] Rentgenové záření. Wikipedia [online]. 28.3.2012 [cit. 2012-04-04]. Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Rentgenové\\_záření](http://cs.wikipedia.org/wiki/Rentgenové_záření)
- [11] Standardní Peltierův článek. Conrad [online]. [cit. 2012-05-02]. Dostupné z: [http://www.conrad.de/medias/global/ce/1000\\_1999/1900/1930/1935/193550\\_BB\\_00\\_FB.EPS\\_1000.jpg](http://www.conrad.de/medias/global/ce/1000_1999/1900/1930/1935/193550_BB_00_FB.EPS_1000.jpg)
- [12] Peltierův článek. In: Studijní materiály pro obor KMT [online]. 2008 [cit. 2012-05-02]. Dostupné z: [http://studentkmt.hostuju.cz/Materialy/LS\\_2/IMPEE/IMPEE\\_Zapocet3.pdf](http://studentkmt.hostuju.cz/Materialy/LS_2/IMPEE/IMPEE_Zapocet3.pdf)

- [13] Peltierův článek. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. 11. 4. 2012 [cit. 2012-05-02]. Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Peltierův\\_článek](http://cs.wikipedia.org/wiki/Peltierův_článek)
- [14] Vznik rentgenového záření. ČEZ [online]. 2012 [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: <http://www.cez.cz/edee/content/microsites/rtg/k21.htm>
- [15] Rentgenové záření. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2012 [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Rentgenové\\_záření](http://cs.wikipedia.org/wiki/Rentgenové_záření)
- [16] Rengenové záření. Radiobiologie [online]. 2012 [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/14/145.html>
- [17] Segmentace obrazu. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2011 [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Segmentace\\_obrazu#Prahov.C3.A1n.C3.AD](http://cs.wikipedia.org/wiki/Segmentace_obrazu#Prahov.C3.A1n.C3.AD)
- [18] Throsholding [digitální obraz]. In: National Instruments. ©2011 [cit. 2012-05-06]. Dostupné z WWW: <http://zone.ni.com/cms/images/devzone/tut/c/4fa71a32995.gif>
- [19] ELGADO ALMANDOZ, Josser E., Bharathi D. JAGADEESAN, Daniel REFAI, Christopher J. MORAN, DeWitte T. CROSS, Michael R. CHICOINE, Keith M. RICH, Michael N. DIRINGER, Ralph G. DACEY, Colin P. DERDEYN a Gregory J. ZIPFEL. Diagnostic Yield of Repeat Catheter Angiography in Patient's With Catheter and Computed Tomography Angiography Negative Subarachnoid Hemorrhage. Neurosurgery. 2012, roč. 70, č. 5, s. 1135-1142. ISSN 0148-396x. DOI: 10.1227/NEU.0b013e318242575e. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>
- [20] Prosilica GE680. Allied Vision Technologies [online]. 2012 [cit. 2012-05-13]. Dostupné z: <http://www.alliedvisiontec.com/us/products/cameras/gigabit-ethernet/prosilica-ge/ge680.html>
- [21] HLAVÁČ, Václav. Zpracování signálů a obrazů. 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2001, 220 s. ISBN 80-010-2114-9.
- [22] BENEŠ, Jiří, Pravoslav STRÁNSKÝ a František VÍTEK. Základy lékařské biofyziky. 2. přeprac. vyd. Praha: Karolinum, 2007, 201 s. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 978-802-4613-864.
- [23] Kardiologické CT [digitální obraz]. In: Journal of Indian Society of Periodontology. © 2008 [cit. 2012-05-09]. Dostupné z WWW: [http://www.jisponline.com/articles/2011/15/1/images/JIndianSocPeriodontol\\_2011\\_15\\_1\\_11\\_82256\\_u7.jpg](http://www.jisponline.com/articles/2011/15/1/images/JIndianSocPeriodontol_2011_15_1_11_82256_u7.jpg)

- [24] Rentgenové spektrum [digitální obraz]. In: Informační systém Masarykovi univerzity. © 2009 [cit. 2012-05-09]. Dostupné z WWW:  
[http://is.muni.cz/do/1499/el/estud/prif/ps09/9045979/web/img/img52\\_2.jpg](http://is.muni.cz/do/1499/el/estud/prif/ps09/9045979/web/img/img52_2.jpg)
- [25] Křivka charakteristického a brzdného záření [digitální obraz]. In: Fyzikální principy. © 2012 [cit. 2012-05-09]. Dostupné z WWW:  
<http://www.cez.cz/edee/content/microsites/rtg/obr/krivka.gif>
- [26] Snímek CT angiografie cévního zásobení mozku [digitální obraz]. In: GE Healthcare. © 2012 [cit. 2012-05-09]. Dostupné z WWW:  
[http://www.gehealthcare.com/euen/ct/products/Optima\\_CT660/images/ctangiocardio-big.jpg](http://www.gehealthcare.com/euen/ct/products/Optima_CT660/images/ctangiocardio-big.jpg)
- [27] CVCT snímek srdce [digitální obraz]. In: Radiation Protection of Patient's. © 2012 [cit. 2012-05-09]. Dostupné z WWW:  
[https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/InformationFor/HealthProfessionals/1\\_Radiology/cadicCTEn.gif](https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/cadicCTEn.gif)
- [28] HRCT snímek plic [digitální obraz]. In: BrighamRAD. © 1994-2007 [cit. 2012-05-09]. Dostupné z WWW:  
<http://brighamrad.harvard.edu/Cases/bwh/images/149/T2ct2.gif>
- [29] Velikost FOV CTCB snímání [digitální obraz]. In: i-CAT<sup>®</sup>. [cit. 2012-22-09] Dostupné z WWW: [http://www.i-cat.com/assets/pictures-jpg/Products/i-CAT-Next-Generation/\\_resampled/resizedimage620609-fovsm.jpg](http://www.i-cat.com/assets/pictures-jpg/Products/i-CAT-Next-Generation/_resampled/resizedimage620609-fovsm.jpg)
- [30] FDD - šum. Skupina RTG fotoniky [online]. 2012 [cit. 2012-05-23]. Dostupné z: <http://xuv.kfe.fjfi.cvut.cz/vyuka/fdd/113>
- [31] Supersampling [digitální obraz]. In: O'Reilly OFPS. © 2011 [cit. 2012-23-05] Dostupné z WWW:  
<http://ofps.oreilly.com/static/titles/9780596804824/figs/incoming/Supersampling.png>
- [32] Supersampling. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. 2012 [cit. 2012-05-24]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Supersampling>
- [33] DYNAMIC RANGE IN DIGITAL PHOTOGRAPHY. Cambridge in colour [online]. 2012 [cit. 2012-05-24]. Dostupné z:  
<http://www.cambridgeincolour.com/tutorials/dynamic-range.htm>
- [34] Underexposed Photo [digitální obraz]. In: Cambridge in colour. © 2012 [cit. 2012-23-05] Dostupné z WWW:  
[http://cdn.cambridgeincolour.com/images/tutorials/new\\_dynamic-range\\_ex1a.jpg](http://cdn.cambridgeincolour.com/images/tutorials/new_dynamic-range_ex1a.jpg)

[35] Overexposed Photo [digitální obraz]. In: Cambridge in colour. © 2012 [cit. 2012-23-05] Dostupné z WWW:

[http://cdn.cambridgeincolour.com/images/tutorials/new\\_dynamic-range\\_ex1b.jpg](http://cdn.cambridgeincolour.com/images/tutorials/new_dynamic-range_ex1b.jpg)

[36] Final Composite [digitální obraz]. In: Cambridge in colour. © 2012 [cit. 2012-23-05] Dostupné z WWW:

[http://cdn.cambridgeincolour.com/images/tutorials/new\\_dynamic-range\\_ex2b.jpg](http://cdn.cambridgeincolour.com/images/tutorials/new_dynamic-range_ex2b.jpg)

[37] The Centroid Function in MATLAB. EHow [online]. 2012 [cit. 2012-05-25].

Dostupné z: [http://www.ehow.com/info\\_12147239\\_centroid-function-matlab.html](http://www.ehow.com/info_12147239_centroid-function-matlab.html)

[38] KLÍMA, Miloš. Zpracování obrazové informace. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, 1999, iii, 177 s. ISBN 80-010-1436-3.

[39] Histogram [digitální obraz]. In: Computerized Medical Imaging and Graphics. © 2012 [cit. 2012-26-05] Dostupné z WWW: <http://ars.els-cdn.com/content/image/1-s2.0-S0895611100000367-gr3.gif>

[40] Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). In: DICOM [online]. 2011 [cit. 2012-05-29]. Dostupné z:

[http://medical.nema.org/Dicom/2011/11\\_01pu.pdf](http://medical.nema.org/Dicom/2011/11_01pu.pdf)