

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA JADERNÁ A FYZIKÁLNĚ INŽENÝRSKÁ

KATEDRA DOZIMETRIE A APLIKACE IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ



## BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

### Specifikace CT pro plánování radioterapie

Autor:               Jakub Dlouhý

Vedoucí práce:   Ing. Pavel Dvořák, Ph.D.

Praha, 2021



*Katedra:* KDAIZ

*Akademický rok:* 2021/2022

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

*Student:* Jakub Dlouhý

*Studijní program:* Aplikace přírodních věd

*Obor:* Dozimetrie a aplikace ionizujícího záření

*Název práce:* Specifikace CT pro plánování radioterapie  
(česky)

*Název práce:* CT specification for radiotherapy treatment planning  
(anglicky)

### *Pokyny pro vypracování:*

1. Vyhledat informace a sepsat úvod o významu specifikace CT v procesu konfigurace plánovacího systému v radioterapii.
2. Vypracovat přehled algoritmů (s fokusem na vodě neekvivalentní tkáň) pro výpočet dávky implementovaných v nejrozšířenějších plánovacích systémech na pracovištích radioterapie v ČR.
3. Vypracovat rešerši k variabilitě HU vzhledem k podmínkám akvizice CT série (kV, filtrace, mA, poloha v FOV, tvrdnutí svazku, velikost FOV, evet. další).
4. Získání CT dat specifického fantomu pro kalibraci CT v HU vs. elektronová/fyzikální hustota pro výběr dostupných CT skenerů používaných pro plánování radioterapie za různých akvizičních podmínek (viz bod 3).
5. Vytvoření výběru CT kalibračních křivek z měřených dat.
6. Vytvořit testovací CT specifikace v konfiguraci algoritmů výběru dostupných plánovacích systémů a prostudovat odpovídající rozdíl v parametrech dávkových distribucí výběru reprezentativních klinických radioterapeutických plánů a pokusit se posoudit citlivost resp. robustnost studovaných algoritmů na rozsah specifikace CT skeneru.

*Doporučená literatura:*

[1] DE MARTINO, Fortuna, Stefania CLEMENTE, Christian GRAEFF, Giuseppe PALMA a Laura CELLA. Dose Calculation Algorithms for External Radiation Therapy: An Overview for Practitioners. *Applied Sciences*. 2021, **11**(15). ISSN 2076-3417. DOI:10.3390/app11156806.

[2] COZZI, Luca, Antonella FOGLIATA, Francesca BUFFA a Sabine BIERI. Dosimetric impact of computed tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy. *Radiotherapy and Oncology*. 1998, **48**(3), 335-338. ISSN 01678140. DOI:10.1016/S0167-8140(98)00072-3.

[3] DVORAK, Pavel. *Clinical radiotherapy physics with MATLAB: a problem-solving approach*. Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group, [2018]. Series in medical physics and biomedical engineering. ISBN 978-1498754996.

*Jméno a pracoviště vedoucího bakalářské práce:*

Ing. Pavel Dvořák, Ph.D.  
VFN v Praze  
Oddělení radiační ochrany  
U Nemocnice 2  
128 08 Praha 2

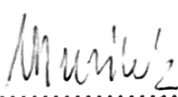
*Jméno a pracoviště konzultanta bakalářské práce:*

---

*Datum zadání bakalářské práce:* 14.10.2021

*Termín odevzdání bakalářské práce:* 7.7.2022

*Doba platnosti zadání je dva roky od data zadání.*

  
-----  
garant oboru

  
-----  
vedoucí katedry

  
-----  
děkan

*V Praze dne 14.10.2021*



Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze podklady uvedené v příloženém seznamu.

V Praze dne .....

.....  
Jméno Příjmení

## **Poděkování**

Chtěl bych poděkovat Ing. Pavlovi Dvořákovi, Ph.D. za odborné vedení mé bakalářské práce. Děkuji mu za jeho hodnotné rady a připomínky, které obohatily nejen tuto práci.

*Název práce:* **Specifikace CT pro plánování radioterapie**

*Autor:* Jakub Dlouhý

*Obor:* Dozimetrie a aplikace ionizujícího záření

*Druh práce:* Bakalářská práce

*Vedoucí práce:* Ing. Pavel Dvořák, Ph.D.

Oddělení radiační ochrany

VFN Praha

*Abstrakt:* Proces plánování radioterapie začíná pořízením CT série pacienta – 3D modelu pro tvorbu ozařovacího plánu. Na plánovací CT sérii se definuje cílový objem pacienta a kritické orgány, voxely 3D modelu pak udávají informaci o materiálovém složení použitém pro výpočet dávkové distribuce. Každému voxelu je přiřazena hodnota, formou CT čísel nebo Hounsfieldových jednotek, udávající míru zeslabení záření v daném místě. Informace o složení tkáně, udávané v relativní elektronové hustotě a/nebo fyzikální hustotě, plánovací systém radioterapie získává z CT kalibrační křivky. Tato křivka je z CT získána pomocí dedikovaných fantomů s objekty o známém složení a může záviset na akvizičních parametrech použitého CT vyšetření. Bakalářská práce studuje vliv akvizičních parametrů CT na tvar CT kalibrační křivky a následný vliv na vypočtenou dávkovou distribuci v plánovacím systému. V rámci práce byla pořízena řada CT sérií densitního fantomu na několika CT přístrojích, včetně využití kovových materiálů simulujících implantáty. Pro vybrané klinicky relevantní algoritmy a radioterapeutické modality byly porovnány dávkové distribuce příslušné různým CT kalibračním křivkám.

*Klíčová slova:* Plánování radioterapie, výpočetní tomografie, relativní elektronová hustota, plánovací systémy, kalibrační fantomy

*Title:* **CT specification for radiotherapy treatment planning**

*Author:* Jakub Dlouhý

*Abstract:* Radiotherapy treatment planning process begins with acquisition of a patient CT series - 3D model to create a treatment plan. Planning CT series is used to define target volume as well as critical organs. Individual voxels then give information about material distribution used in calculation of dose distribution. Each voxel is assigned with value, CT number or Hounsfield unit, reflecting attenuation of ionizing radiation at given spot. Information about tissue composition is expressed by relative electron density and/or physical density and is obtained from CT calibration curve. The CT calibration curve is constructed using CT of dedicated phantoms with objects of known material composition and may depend on parameters of CT acquisition. This degree project studies impact of CT acquisition parameters on CT calibration curve and consequent effect on calculated dose distribution. The work is based on series of density phantom CT exams on several CT scanners including metallic materials simulating implants. For selected algorithms/radiotherapy modalities the resulting calculated dose distributions relevant to different CT calibration curves were compared.

*Key words:* Radiotherapy planning, computed tomography, relative electron density, calibration phantoms, treatment planning systems

# Obsah

Úvod .....	9
<b>1 Plánování externí radioterapie .....</b>	<b>11</b>
1.1 Plánovací systémy v radioterapii .....	11
1.2 Přehled výpočetních algoritmů 3-D dávkové distribuce v těle s důrazem na korekce na nehomogenity .....	11
1.2.1 <i>Model based</i> algoritmy .....	13
1.2.2 Algoritmy využívající metody Monte Carlo a metody <i>discrete ordinates</i> .....	14
1.2.3 Implementace výpočetních algoritmů v komerčních TPS .....	15
1.3 Klinický dopad výpočetních algoritmů na radioterapii .....	16
<b>2 Konfigurace TPS .....</b>	<b>17</b>
2.1 Kalibrace HU na rED, resp. PD pro příslušné TPS .....	17
2.2 Fantomy pro kalibraci HU na elektronové, resp. fyzikální hustoty .....	18
2.2.1 Přehled komerčně dostupných kalibračních fantomů .....	18
2.2.1.1 <i>Computerized Imaging Reference Systems – Model 062M, 002LFC</i> [8],[9] .....	18
2.2.1.2 <i>Phantom Laboratory – CatPhan 700</i> [10] .....	19
2.2.1.3 <i>SunNuclear GAMMEX – Advanced electron density phantom</i> [11] .....	19
2.2.2 Akvizice kalibrační křivky pomocí kalibračních fantomů .....	20
2.3 Kalibrační křivka v TPS .....	21
<b>3 Faktory ovlivňující CT snímky .....</b>	<b>23</b>
3.1 Faktory ovlivňující CT série s ohledem na kvalitu snímků a dopad na klinickou praxi ..	23
3.2 Faktory ovlivňující CT série s ohledem na variaci hodnot HU .....	24
3.2.1 Akviziční parametry .....	24
3.2.2 Artefakty .....	25
3.2.3 Vnější faktory .....	25
<b>4 Dopad odchylek HU na dozimetrii TPS .....</b>	<b>27</b>
4.1 Tolerance odchylek HU při ověřování stability .....	27
4.2 Změna absorbované dávky vzhledem k odchylce HU .....	28
<b>5 Postup měření .....</b>	<b>30</b>
5.1 Snímkování CT kalibračního fantomu .....	31
5.1.1 Toshiba Aquilion 64 .....	32
5.1.2 <i>GE LightSpeed RT 16</i> .....	34
5.1.3 <i>TomoTherapy</i> .....	34



5.1.4	Siemens Somatom Force.....	35
5.2	Zpracování snímků a vytvoření kalibračních křivek.....	35
5.3	Grafy a tabulky odchylek HU .....	37
5.4	Dozimetrie TPS a použité radioterapeutické plány .....	37
<b>6</b>	<b>Výsledky .....</b>	<b>39</b>
6.1	Variace hodnot HU a kalibrační křivky .....	39
6.1.1	<i>Toshiba Aquilion 64</i> .....	40
6.1.2	<i>GE LightSpeed RT 16</i> .....	43
6.1.3	<i>TomoTherapy</i> .....	45
6.1.4	<i>Siemens Somatom Force</i> .....	45
6.2	Dozimetrie TPS.....	48
6.2.1	PTV v nosohltanu.....	48
6.2.2	PTV v titanové endoprotéze.....	48
6.3	Diskuse.....	54
6.3.1	Porovnání výsledků s uvedenými zdroji .....	54
6.3.2	Postup měření.....	54
6.3.3	Výsledky .....	55
<b>7</b>	<b>Závěr.....</b>	<b>57</b>
	<b>Reference .....</b>	<b>59</b>
	<b>Seznam použitých zkratk .....</b>	<b>63</b>
	<b>Příloha.....</b>	<b>65</b>

## Úvod

Radioterapie (RT) společně s chirurgií, chemoterapií a rozvíjející se imunoterapií tvoří čtyři základní pilíře léčby rakoviny [1]. Současným standardem pro radioterapii je užití externích vysokoenergetických svazků fotonů. Aby pacient mohl léčbu radioterapií podstoupit je zapotřebí ozařování přesně naplánovat a je tedy zapotřebí vytvořit CT sérii a z ní 3D model pacienta. Na CT sérii jsou vymezeny významné radioterapeutické struktury. 3D model je používán pro určení chování fotonů v těle pacienta formou dávkové distribuce vytvořené v plánovacích systémech (TPS).

Aby mohla být pomocí hodnot přiřazených jednotlivým voxelům, známé jako CT čísla nebo Hounsfieldovy jednotky (HU), vypočtená absorbovaná dávka, je zapotřebí je převést na elektronovou, resp. relativní elektronovou hustotu a/nebo konvenční fyzikální hustotu a příslušný vzájemný vztah zadat do TPS. Tento převod je uskutečněn formou CT kalibračních křivek, které jsou získány vytvořením skenu fantomu speciálně vyrobeného pro účely materiálové kalibrace CT pro plánování radioterapie. V densitních fantomech se nachází známé, přesně definované materiály, které pokrývají celé spektrum látek nacházejících se v člověku, a umožňují tak korektní přiřazení elektronových hustot jednotlivým typům tkání nebo cizích těles, např. kovových implantátů.

Hodnoty HU stejných materiálů se ovšem mohou lišit, mohou být závislé jak na parametrech pořízení snímků, tak na jiných činitelích, jako je například přítomnost kovových objektů v těle. Pro udržení stejné dozimetrické informace CT sérii se tedy kalibrace standardně provádí jen na jednom protokolu dedikovaném radioterapii i navzdory potenciálně nižší kvalitě snímků při některých vyšetřeních.

Protože hodnoty HU slouží pro určení absorbované dávky v daném objemu, jejich změny vedou i ke změně vypočtené dávkové distribuce v TPS, v závislosti na použitém algoritmu pro výpočet dávky. Je tedy zapotřebí určit vliv jednotlivých činitelů a případně kvantifikovat jejich dopad na dozimetrii TPS. Tím je možné redukovat případné nepřesnosti a optimalizovat klinickou praxi.

V této bakalářské práci je uvedena teorie zahrnující potřebné základy pro každý z odstavců a jim příslušné problematice.

Hlavním cílem práce bylo zjistit, zda běžný klinický standard použití jedné univerzální CT kalibrační křivky nezavádí klinicky významnou nejistotu vypočtené distribuce dávky. Aby tohle bylo možné rozhodnout, bylo zapotřebí určit variabilitu hodnot HU vlivem různých akvizičních parametrů nebo jiných faktorů a kvantifikovat její dopad na dozimetrii TPS, porovnáním dávkových distribucí příslušných různým CT kalibračním křivkám. Pro určení dávkových distribucí byly použity výpočetní algoritmy implementované v klinických TPS.

Práce byla vypracována za účelem detailnějšího porozumění variability HU vlivem různých faktorů a příslušné odezvy TPS s potenciálním využitím získaných výsledků v praxi. Díky výsledkům této práce by mohlo být potenciálně možné zoptimalizovat proces pořízení kalibračních křivek nebo porozumět odezvě TPS při změnách parametrů akvizice CT sérii a snížit tak nejistoty určení dávkových distribucí. Ze získaných dat by také být zdůvodněné

zavedení více než jedné univerzální křivky v plánování radioterapie. Jednou z možností dalších křivek, je křivka dedikovaná vyšetřením v oblasti hlavy. Použitím nižších napětí by mohlo vést k případné vyšší kvalitě sérií, na kterých je prováděno zakreslení radioterapeutických struktur.

Potřebná data pro určení variability HU byla získána z měření na třech různých CT zařízeních zohledňující hlavní činitele mající vliv na změnu hodnot HU: napětí, geometrie, elektrické množství, *Field of view* a snímané materiály. Jejich dopad na dozimetrii TPS byl potom určen na dvou experimentálních klinicky relevantních plánech za použití TPS *MultiPlan* a výpočetními algoritmy *RayTracing* a Monte Carlo.

# 1 Plánování externí radioterapie

Hlavním cílem radioterapie je dosáhnout lokální a lokoregionální kontroly tumoru doručením předepsané dávky přímo do cílového objemu za minimálního poškození okolní zdravé tkáně nebo kritických orgánů (OAR). Ochrany vedlejších struktur je dosaženo tabulkami toxicit udávajícími limitní dávku, která vede k minimálním komplikacím. Aby byla léčba co možná neúspěšnější je zapotřebí doručení dávky co nejvíce optimalizovat. Této optimalizace je dosaženo iterativní změnou parametrů ozařovače, jako poloha, intenzita nebo kolimace svazku. Právě tento optimalizační proces se nazývá plánování radioterapie a je implementován prostřednictvím plánovacích systémů (TPS). Vytvořené terapeutické plány před ozářením pacientů projdou simulací terapie. Pro účinnou a bezpečnou terapii musí plánovací systém být schopen přesně a spolehlivě počítat dávku do plánovacího cílového objemu (PTV) a kritických orgánů.

## 1.1 Plánovací systémy v radioterapii

Ozařovač, TPS a CT jsou základními předpoklady pro moderní RT. Pro vytvoření plánu je zapotřebí: série plánovacích CT snímků, vymezené potřebné radioterapeutické struktury (RS), a to zejména PTV a OAR. Následně je v TPS na základě dávkových předpisů a omezení pro OAR vytvořen soubor parametrů, jako je pozice nebo dráha terapeutického svazku, tvar svazku či jeho fluence, který nazýváme radioterapeutický plán podle kterého, probíhá ozařování pacienta. Přesnost výpočtu absorbované dávky je závislá na výpočetním algoritmu, který je v daném TPS implementován.

## 1.2 Přehled výpočetních algoritmů 3-D dávkové distribuce v těle s důrazem na korekce na nehomogenity

V této kapitole budou stručně popsány základní výpočetní algoritmy používané pro výpočet absorbované dávky a s ní spojených dávkových distribucí.

Výpočet absorbované dávky v jednotlivých bodech pacientova těla je proveden v TPS pomocí algoritmů pro výpočet dávkové distribuce. Každý algoritmus užívá různou kombinaci přístupů ke korekcím na nehomogenity, uvažovaných fyzikálních jevů atd. S ohledem na tyto odlišnosti lze algoritmy rozdělit do tří hlavních skupin. Jsou to *correction based* algoritmy, *model based* algoritmy a algoritmy využívající samostatné metody Monte Carlo (MC) a metody *discrete ordinates*. [2] Algoritmus z každé z těchto skupin lze použít na výpočet 3-D dávkových distribucí, ovšem výsledky se budou vzájemně lišit svojí přesností i rychlostí výpočtu. Rozdílnost výsledků je způsobena zejména přístupem každého z algoritmů k zohlednění materiálového složení tkáně. Nejpresnější výsledky zprostředkovává metoda MC. Tyto algoritmy jsou ovšem náročné na výpočetní dobu, a je tedy zapotřebí nalézt kompromis mezi dobou trvání výpočtu a přesností výsledku. Toho lze dosáhnout využitím různých aproximací nebo použitím méně komplikovaným algoritmům, které za cenu snížení přesnosti, zkrátí čas výpočtu výsledné dávkové distribuce. [3] [4]

První uvedená skupina – *Correction based* algoritmy, jsou algoritmy semiempirické, tedy pro výpočet absorbované dávky využívají interpolace referenčních dat, která musela být naměřena (většinou ve vodním fantomu) tak, aby z nich bylo možné namodelovat libovolný svazek fotonového záření. Pro výpočet dávky jsou na tento svazek dále aplikovány korekční faktory na nehomogenity (ICF) nebo funkce zohledňující typ látky, jíž fotony prochází.

1-D ICF [31]:

- *Effective path length* (EPL)
- *Ratio of tissue-air ratio* (RTAR)
- *Batho power law* (BATHO)

3-D ICF:

- *Equivalent tissue-air ratio* (ETAR)
- *Differential scatter-air ratio* (dSAR)
- *Delta volume* (DV)
- *Differential tissue-air ratio* (DTAR)

Obecně celkovou dávku v jednotlivých bodech získáme, jako

$$D(\vec{r}) = ICF(\vec{r}) \cdot D_{H_2O}(\vec{r}) \quad (1-1)$$

, kde  $ICF(\vec{r})$  je korekční faktor na nehomogenity (podle použité metody se liší) a  $D_{H_2O}(\vec{r})$  je dávka v daném bodě ve vodě. Tyto metody jsou schopné aproximativně zohlednit zeslabení primárního svazku fotonů, a u dSAR počínaje i zohledňují korekci na nehomogenity pro rozptýlené fotony, ovšem jejich přesnost je relativně nízká. Pro materiály s relativní elektronovou hustotou vyšší, resp. nižší než jedna, dochází k podhodnocení, resp. nadhodnocení absorbované dávky. Tyto algoritmy vzhledem ke své nepřesnosti již nejsou běžně používány. Jednou z posledních klinických implementací je *RayTracing* v TPS *MultiPlan Accuray* pro *CyberKnife* (CK). [5]

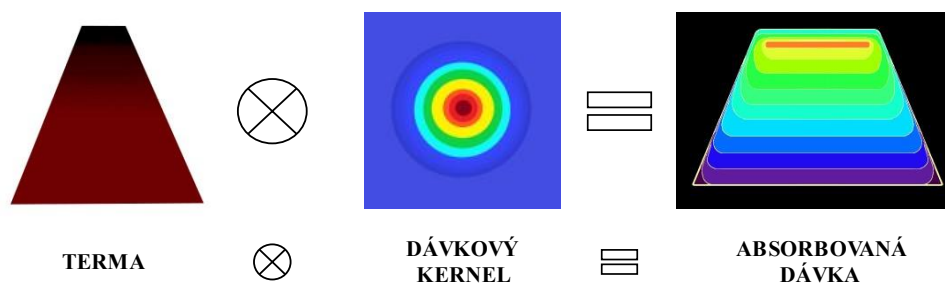
*Model based* algoritmy jsou algoritmy, které pro výpočet absorbované dávky užívají fyzikálních modelů svazků, které aproximují skutečný průchod záření látkou. Pod tuto skupinu spadají konvoluční-superpoziční metody výpočtu. Výpočet dávky pomocí *model based* algoritmů je založen na konvoluci energie předané do objemu primárním svazkem fotonů a dávky od sekundárních fotonů a elektronů vzniklých v primárním svazku. Příspěvek od rozptýlených fotonů a elektronů je reprezentován maticemi energetických distribucí- tzv. kernely, které jsou většinou získány za využití metody MC. Výpočet dávky pomocí konvoluční-superpoziční rovnice potom vypadá následovně

$$D(\vec{r}) = \int T_p(\rho_{\vec{r}'} \cdot \vec{r}') A(\rho_{\vec{r}'} \cdot (\vec{r} - \vec{r}')) d^3\vec{r}' \quad (1-2)$$

, kde  $(\rho_{\vec{r}'} \cdot \vec{r}')$  je délka radiologické dráhy (délka ekvivalentní dráhy opravená na relativní elektronové hustoty látky) do bodu interakce v primárním svazku,  $(\rho_{\vec{r}'} \cdot (\vec{r} - \vec{r}'))$  je délka radiologické dráhy od primárního svazku do místa absorpce záření,  $T_p$  je TERMA (*total energy released per unit mass*) a  $A(\rho_{\vec{r}'} \cdot (\vec{r} - \vec{r}'))$  jsou jednotlivé kernely.

Poslední skupina, tedy algoritmy založené na samostatné metodě Monte Carlo a metodě *discrete ordinates*, zahrnuje algoritmy, které se svými principy značně liší od předchozích

dvou skupin Algoritmy založené na MC simulacích provádí výpočet dávkové distribuce na základě statistické povahy fyzikálních jevů při šíření fotonového paprsku látkou. Algoritmy založené na metodě *discrete ordinates* potom využívají deterministických řešení Boltzmannovy přenosové rovnice. Algoritmy z této skupiny jsou považovány za nejpřesnějších ze všech již zmíněných. Pro metodu MC je tato přesnost ovšem vykoupena časem.



Obr.1-1 – Grafické znázornění výpočtu absorbované dávky pomocí *model based* algoritmů. TERMA představuje energii, které je předána kernelům, ze kterých je následně vypočtena výsledná dávka.

Dvěma posledními skupinami algoritmů se, vzhledem k významu pro toto téma, budeme zabývat více dopodrobna.

### 1.2.1 *Model based* algoritmy

*Pencil beam convolution* algoritmy (PBC) jsou založeny na popisu dávkové distribuce infinitesimálně úzkými monoenergetickými paprsky (*pencil-beam* kernel) a korekce na nehomogenitu prostředí je provedena stejně jako při výpočtu TERMY (škálování podle relativní elektronové hustoty). To znamená, že dávka je spočtená jen z longitudinálního příspěvku kernelů (1-D). Dvěma hlavními nevýhodami těchto algoritmů, které značně ovlivňují jeho přesnost určení dávky jsou: zanedbání vlivu sekundárních elektronů a předpoklad elektronové rovnováhy (problém například v plicích). Vzhledem k poměrně vysoké výpočetní rychlosti je tento algoritmus vhodný pro optimalizaci RT plánu, ovšem pro finální výpočet dávky je vhodné využít některý z přesnějších algoritmů.

Anizotropní analytický algoritmus (AAA) provádí výpočet dávkové distribuce složením dvou částí, konfiguračního algoritmu pro určení fyzikálních parametrů paprsku a samotného výpočtu dávky. Pro určení fyzikálních parametrů AAA využívá předem vypočítané hodnoty

pomocí MC, které následně modifikuje, aby vypočtené charakteristiky paprsku odpovídaly referenčním datům. Pro určení anizotropního laterálního šíření sekundárních částic využívají AAA algoritmy Gaussovo rozdělení. Pro určení dávky je klinický svazek záření rozdělen do malých, konečně velkých paprsků, pro které jsou potom aplikovány konvoluce pro primární a rozptýlené fotony a elektrony. Příspěvek k dávce je ovšem uvažován pouze na rovině daného svazku, je tedy jen 2-D. V porovnání s CCC má AAA v heterogenním prostředí nižší přesnost. [6]

*Collapsed cone convolution* (CCC) algoritmus pro výpočet dávky, na rozdíl od předchozích dvou algoritmů, využívá CCC bodových kernelů. Vzhledem ke komplexnosti uvažovaných interakcí je zapotřebí zavést restrikce, které by vedly ke snížení výpočetního času. CCC algoritmy pro konvoluci kernelů předpokládají uvolnění veškeré energie do ekviangulárních koaxiálních kuželů a její přímočaré šíření, zeslabení a absorpci ve voxelch podél osy kuželů. Korekce kernelů vzhledem k hustotě je prováděna v kroku konvoluce pro uvážení nehomogenit v ozářeném objemu. Algoritmy mají dobrou shodu v naměřené dávce až na případy, kdy neplatí elektronová rovnováha (objemy s nízkou hustotou).

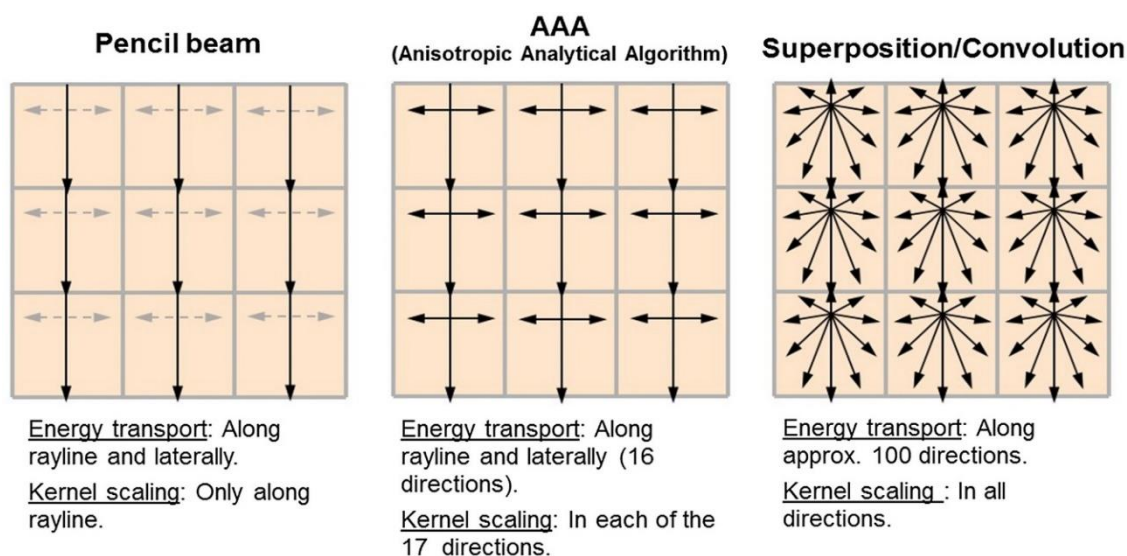
Základní princip uvedených *model based* algoritmů je názorně zobrazen na Obr.1-2.

### 1.2.2 Algoritmy využívající metody Monte Carlo a metody *discrete ordinates*

Metoda Monte Carlo je v dnešní době častým nástrojem používaným v radiologické fyzice. Simulace pomocí této metody jsou založeny na statistickém modelu, který počítá dávky z daného souboru možných interakcí mezi částicemi a jejich pravděpodobností. Statistické nepřesnosti jsou nepřímo úměrně množství uvažovaných fotonů na voxel a jsou tedy velmi výpočetně náročné a existuje množství algoritmů snažících se tento čas minimalizovat za zachování přesnosti. Pro všechny je ovšem základní proces stejný, a to následný: 1. určit vzdálenosti mezi dvěma interakcemi, určeno z pravděpodobností interakcí; 2. transportovat částici do daného bodu; 3. odhadnout druh interakce; 4. provést simulaci dané interakce. Tento proces se opakuje, dokud všechny uvažované částice neopustí definovaný objem nebo nejsou absorbovány.

Metoda *discrete ordinates* je založena na deterministickém řešení párovaných lineárních Boltzmannových přenosových rovnic (LBTE) pro fotony a sekundární částice (v tomto případě elektrony a pozitrony). LBTE definují chování distribuční funkce ve fázovém prostoru pro jednotlivé částice.

Po uvážení všech možných interakcí každé z částic, dostáváme soustavu rovnic. Po získání exaktního řešení LBTE pro fluence částic, můžeme dávku spočítat integrací brzdných schopností elektronů přes směr fluence. Výhodou metody *discrete ordinates* nad metodou MC je skutečnost, že deterministické výpočty obecně vyžadují kratší čas než statistické simulace při poskytnutí detailních informací bez komplikací spojených se statistickými nejistotami.



Obr.1-2 – Schématické vyjádření způsobu chování kernelů při korekci na nehomogenity jednotlivých *model based* algoritmů. [23]

Algoritmy využívající MC a LBTE metody počítají dávku přímo podle voxelu a tedy materiálu. Tento způsob výpočtu se nazývá *dose to medium* (DTM) přístup, na rozdíl od běžných *model based* algoritmů, které pro výpočet dávky využívají přístup *dose to water* (DTW). Převod z DTM na DTW může být proveden aplikací poměrů brzdných schopností za účelem reprodukce konvenčních (konvolučních-superpozičních) TPS dávek. Tento převod ovšem prokazatelně snižuje dozimetrickou přesnost výpočtu absorbované dávky, není proto běžně doporučen. Výzkum obou zmíněných přístupů k výpočtu dávky nicméně stále probíhá. [5]

### 1.2.3 Implementace výpočetních algoritmů v komerčních TPS

Snahou vývoje v průběhu let bylo snížit nejistotu určení dávky a délku výpočetních časů. Doporučení celkové nejistoty určení absorbované dávky od *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) je do 5 %, což znamená, že nejistota určení absorbované dávky výpočetními algoritmy musí být maximálně řádů 2-3 %.

Algoritmy tak postoupili od homogenního určení dávky s EPL korekcemi na nehomogenity (PBC), přes konvolučně-superpoziční (CCC) a PB s uvážením laterálního šíření elektronů (AAA), po nejnovější přístupy k výpočtu absorbované dávky formou simulací Monte Carlo nebo numerickým řešením LBTE, které jsou schopny určit dávku s velmi vysokou přesností. Hlavními body, ve kterých MC a LBTE výpočty excelují jsou: vylepšený model šíření sekundárních částic, schopnost určit velikost dávky v materiálech s vysokým Z a určení absorbované dávky jako DTM.

Následně budou stručně popsány hlavní komerční systémy využívající pro radioterapii fotonových svazků.



*RayStation System* od *RaySearch Laboratories* – V současné době nejvíce univerzální z komerčně dostupných systémů. Může být použit pro výpočet dávky fotonovým svazkem pro modality typu LINAC a TOMO. Mezi implementovanými algoritmy jsou CCC a MC.

*Eclipse System* od *Varian Medical Systems* – Eclipse pro výpočet absorbované dávky využívá několika algoritmů, od nejjednodušších, jako je PBC (převážně pro optimalizaci RT plánu), přes AAA (již uvážení na laterální šíření elektronů), po nejpřesnější *Acurus XB*, který pro výpočet využívá LBTE.

*MultiPlan* od *Accuray Incorporated* – Systém pro určení dávky pro stereotaktickou radioterapii pomocí CK. V systému je využito výpočtu dávky pomocí *RayTracing* (*correction based* algoritmus) a MC. Použit pro výpočty v rámci praktické části.

*Precision<sup>TM</sup>* od *Accuray Incorporated* – Plánovací systém zahrnující množství nástrojů, jako automatické vymezení RS pro některé diagnózy případné deformabilní registrace nebo podporu adaptivní RT. Umožňující tvorbu plánu jak pro TOMO, tak pro CK.

### 1.3 Klinický dopad výpočetních algoritmů na radioterapii

Úroveň úspěšnosti radioterapie lze zhodnotit pomocí dvou parametrů, pravděpodobnosti kontroly tumory (TCP) a pravděpodobnosti komplikace ve zdravé tkáni (NTCP). Oba tyto parametry jsou přímo závislé na absorbované dávce v PTV a OAR [7], což dokazuje, že přesnost určení dávkové distribuce výpočetními algoritmy je úzce spjatá s kvalitou radioterapie samotné. V dalším odstavci bude probrána korelace mezi TCP/NTCP a výpočetními algoritmy.

Význam přesnosti výpočtu absorbované dávky při plánování radioterapie lze ukázat na reprezentativní klinické studii, kde byla sledována korelace mezi výpočetními algoritmy a biologickými účinky aplikovaného plánu. Studie byla provedena na pacientech s diagnózou nemalobuněčné rakoviny plic a byla dokázána korelace mezi přesností výpočetních algoritmů a TCP/NTCP [impact of dose], kdy TCP bylo vypočteno za použití Marsdenova modelu, který zohledňuje hlavně absorbovanou dávku a hustotu klonogenních buněk. [30]. Mezi *correction based* a *model based* algoritmy jsou rozdíly mezi vypočtenými TCP 8 % a 5 %, resp. 8 % a 9 % pro objemy menší než 60 cm<sup>3</sup>, resp. pro objemy větší než 100 cm<sup>3</sup> při použití identických parametrů plánu. Tento rozdíl je způsobem tím, že *model based* algoritmy předpokládají rozložení absorbované energie v těle více realisticky než *correction based*. V extrémních případech, při porovnání s MC, byly rozdíly s *correction based* algoritmy až 50 % pro objemy menší než 30 cm<sup>3</sup>. Na stranu druhou trend chování NTCP ku přesnosti algoritmu je klesající, to znamená, že při srovnání PBC a AAA, byly hodnoty NTCP pro AAA nižší než pro PBC. Tyto výsledky implikují, že pro realistické zhodnocení kvality plánu, a tedy i terapie samotné, je mimo jiné zapotřebí sofistikovaných výpočetních algoritmů.

## 2 Konfigurace TPS

Uváděním do provozu budeme v rámci této práce rozumět: naměření dat, vytvoření modelů svazku a specifikace CT.

Pro uvedení TPS a ozařovače do provozu je zapotřebí vytvoření model svazku a v závislosti na implementovaném výpočetním algoritmu korekce na nehomogenity formou kalibrace HU na relativní elektronové hustoty (rED), fyzikální hustoty (PD) nebo obojí, které byly změřené na snímcích kalibračního fantomu z přidruženého plánovacího CT.

Potřebnými daty pro vytvoření modelu svazku jsou energetické, prostorové a úhlové distribuce částic svazku a jejich chování vzhledem ke komponentám lineárního urychlovače definující primární svazek. Data pro vytvoření modelu jsou běžně měřena ve vodním fantomu. To vede k potřebě korekce těchto dat na různé materiály formou HU-rED/PD kalibrace. Všechna naměřená data by měla před nahráním do TPS projít jednou kontrolou na systematické chyby měření, a po nahrání do TPS, na chybu zpracování dat.

Vzhledem k zaměření této práce nebude více dopodrobna rozepsán žádný jiný z kroků uvádění do provozu kromě těch, které se týkají specifikace CT.

### 2.1 Kalibrace HU na rED, resp. PD pro příslušné TPS

Výpočet dávky v nehomogenním prostředí je závislý na správném přiřazení intenzit voxelů, reprezentovaných hodnotou HU, k fyzikálním veličinám, které mohou být použity ve výpočetních algoritmech formou tabulky hustot, běžně elektronových nebo fyzikálních.

Intenzity voxelů na CT snímcích představují zeslabení látky v daném objemu jsou nazývány CT čísla. CT čísla, která splňující následující: začínají na hodnotě -1000 (pro vzduch), prochází 0 (pro vodu) a jsou závislé na lineárních součinitelích zeslabení, se nazývají Hounsfieldovy jednotky (HU) a pro jejich hodnoty platí:

$$HU = \frac{\mu - \mu_{water}}{\mu_{water} - \mu_{air}} \times 1000 \quad (2-1)$$

$\mu_{water}$  resp.  $\mu_{air}$  resp.  $\mu$  je lineární součinitel zeslabení pro vodu, resp. vzduch, resp. pozorovanou látku.

Aby bylo možné co nejpřesněji kalibrovat HU na elektronové případně fyzikální hustotu látek, je zapotřebí pokrýt celý klinicky relevantní rozsah materiálů. To znamená, že musí být vytvořeny snímky na kterých se nachází materiály od vzduchu ( $\sim 0,001 \text{ g/cm}^3$ ) až po vysoce denzitní kosti ( $\sim 1,93 \text{ g/cm}^3$ ), včetně materiálu s hustotami uvnitř toho intervalu, jako jsou plíce v nádechu ( $\sim 0,29 \text{ g/cm}^3$ ) a výdechu ( $\sim 0,45 \text{ g/cm}^3$ ), játrům ekvivalentní materiál ( $\sim 1,08 \text{ g/cm}^3$ ) atd. (pro kompletní seznam materiálů viz (2.2.1)). Pro optimalizaci plánování radioterapie i pro pacienty s kovovými implantáty v těle, je vhodné pro kalibraci použít i materiálu jako je hliník ( $\sim 2,71 \text{ g/cm}^3$ ), titan ( $\sim 4,51 \text{ g/cm}^3$ ) nebo nerezová ocel ( $\sim 8 \text{ g/cm}^3$ ).

## 2.2 Fantomy pro kalibraci HU na elektronové, resp. fyzikální hustoty

Pro vytvoření snímků používaných pro kalibraci CT zařízení slouží specializované kalibrační fantomy, které potřebné materiály obsahují ve formě tzv. insertů s přesně definovanými elektronovými/fyzikálními hustotami. Fantomy určené speciálně pro kalibraci HU-rED/PD obsahují inserty vyrobené z tkáni ekvivalentních materiálů.

Vhodný výběr fantomu pro vytvoření kalibrační křivky je důležitý, protože každý z parametrů, a to tvar, velikost, objem rozptylové látky i pozice různých insertů, fantomu mají vliv na naměřené hodnoty HU. Jsou doporučeny antropomorfní fantomy napodobující pacienta jsou, protože dosahují nejvyšší přesnosti kalibrace ke klinickým hodnotám. Pokud nebude použit vhodný substituční materiál, jako například teflon za kortikální kost, může dojít k chybě až 40 % v určení hodnoty HU. [14] V současné době je komerčně dostupné velké množství těchto fantomů, od nejjednodušších ve tvaru válce s inserty vyrobenými ze základních materiálu bez korelace s živou tkání po fantomy komplexnějších tvarů, možných uspořádání a s velkým výběrem vhodně reprezentativních insertů.

### 2.2.1 Přehled komerčně dostupných kalibračních fantomů

V této kapitole je uveden stručný popis čtyř významných fantomů používaných pro kalibraci CT zařízení. Všechny popisované fantomy jsou vidět na Obr. 2-2

#### 2.2.1.1 *Computerized Imaging Reference Systems – Model 062M, 002LFC* [8],[9]

*Model 062M Electron density phantom* je určený pro přesné určení korelace mezi elektronovou hustotou a HU příslušného CT. Je součástí sady tří fantomů *CBCT Electron Density & Image Quality Phatom*. Každý z fantomů může být použit samostatně nebo v kombinaci s dalšími komponenty.

Model 062M se skládá ze dvou vnořených disků vyrobených z *Plastic Water®-LR*. Mohou být využity pro reprezentaci hlavy nebo trupu a je možné do nich rozmístit 9 různých tkání ekvivalentních materiálů do 17 možných pozic.

Tab. 3-1: Specifika fantomu *CIRS Model 062M*

Rozměry	33 cm x 27 cm x 5 cm (přídavné desky)
Oddělitelný modul hlavy	ANO
Průměr modulu hlavy	18 cm
Materiál	Vodě a tkáni ekvivalentní epoxidová pryskyřice
Inserty	9 tuhých insertů a 1 nádoba na vodu
Otvorů na inserty	17
Volitelné příslušenství	přídavné inserty, inserty s otvorem pro ionizační komoru
Váha	3,1 kg
Aplikace	Plánování terapie, Commissioning, QA

*CIRS Model 002LFC IMRT Thorax phantom* byl navržen s cílem zahrnout komplexní heterogenní prostředí do procesů ověřování a zkoušek stálosti pro CT snímání a verifikaci dávky. Fantom adekvátně aproximuje lidský hrudník tvarem i kompozicí, protože je složen z materiálů ekvivalentních měkké tkáni a plicím ve velmi podobné kompozici. Je

proto možné jej využít i pro verifikaci IMRT. Otvory pro inserty jsou umístěny na význačných místech po celé ploše fantomu a jeho druhá polovina je složena z 12 disků, aby bylo možné použít radiografické nebo gafchromické filmy. IAEA tento fantom vede jako doporučený pro kalibrace. [16]

Tab. 3-2: Specifika fantomu *CIRS Model 002LFC IMRT Thorax Phantom*

Rozměry	43.2 cm x 38.1 cm x 22.9 cm
Oddělitelný modul hlavy	NE
Průměr modulu hlavy	--
Materiál	Vodě a tkáni ekvivalentní epoxidová pryskyřice
Inserty	10 tuhých insertů
Otvorů na inserty	10
Volitelné příslušenství	přídavné inserty, dozimetrické filmy a gely, disky z různých
Váha	11,2 kg
Aplikace	Plánování terapie, Commissioning, QA, IMRT

### 2.2.1.2 Phantom Laboratory – CatPhan 700 [10]

*Catphan*® 700 obsahuje 6 komponent v akrylovém obalu. Fantom je určen pro měření kompletních zkoušek stálosti moderních CT. Části tohoto fantomu jsou: CTP862 – měření geometrie a senzimetrie pomocí 10 materiálů a nádoby na vodu, CTP714 – měření vysokého rozlišení, CTP515 měření nízkého kontrastu, CTP721 a CTP723 – měření vlnového vzorku pro vysoký kontrast, šířku řezu a analytické posouzení 3-D konzistentnosti, CTP712 – měření homogenity. Senzimetrická část, která je důležitá pro tuto práci je prvotně myšlena pro kontrolu stability CT zařízení, ovšem lze ji použít i pro kalibraci. Z těchto dat vytvořená kalibrační křivka, nicméně nebude tak reprezentativní, jako křivky vytvořené pomocí specializovaných fantomů. [14]

Tab. 3-3: Specifika fantomu *Catphan*® 700

Rozměry	20 cm dlouhý, 4 cm senzimetrická deska
Oddělitelný modul hlavy	NE
Průměr modulu hlavy	-
Materiál	Akryl
Inserty	10 tuhých insertů a 1 nádoba na vodu
Volitelné příslušenství	-
Váha	-
Aplikace	Plánování terapie, Commissioning, QA

### 2.2.1.3 SunNuclear GAMMEX – Advanced electron density phantom [11]

Fantom navržený přímo pro kalibraci CT. Je možné jej rozdělit na část reprezentující hlavu a trup. Pro určení korelace mezi elektronovou hustotou a HU je využito 14 tuhých insertů a

dvou nádobek na vodu umístitelných do 10 pozic v hlavové části a 6 pozic v části tělové periferní. Materiál insertů je z tkáni ekvivalentního materiálu a je možno dokoupit inserty reprezentující implantáty v těle, jako jsou hliník titan nebo nerezová ocel.

Tab. 3-4: Specifika fantomu *GAMMEX Advanced Electron Density Phantom*

Rozměry	40 cm x 30 cm x 16.5 - 26.5 cm (přídavné desky)
Oddělitelný modul hlavy	ANO
Průměr modulu hlavy	20 cm
Materiál	<i>HE Energy-Matched CT Solid Water</i>
Inserty	14 tuhých insertů a 2 nádoby na vodu
Volitelné příslušenství	prodlužovací desky, insert s ionizační komorou
Váha	15,5 kg
Aplikace	Plánování terapie, <i>Commissioning</i> , QA

### 2.2.2 Akvizice kalibrační křivky pomocí kalibračních fantomů

Postup, který zde bude uveden vychází z manuálu pro *GAMMEX Advanced Electron Density Phantom*.

Pro kalibraci CT za použití tělové části těla je zapotřebí vložit do těla hlavový modul. Následně umístit inserty v libovolné pořadí, ovšem výrobce doporučuje rozmístit inserty s vysokou hustotou rovnoměrně v objemu fantomu pro minimalizaci rekonstrukčních artefaktů (viz 3.2.2). Fantom je následně zapotřebí položit na stojan a umístit do správné pozice v CT. Po stranách těla fantomu v jeho polovině se nacházejí značky označující jeho střed usnadňující polohování. Fantom je dlouhý 16,5 cm, ale jeho hlavní část pro snímkování je 16 cm od jeho čela. Součástí sady je i *True Water* insert, do kterého je možné napustit skutečnou vodu. Výrobce doporučuje užití destilované vody, protože voda kohoutková nemusí mít hustotu rovnou přesně jedné a může tak indukovat nechtěné nepřesnosti. Aby se uvnitř insertu nenacházely vzduchové bubliny, obsahuje na svém konci přepážku, kam je možné bubliny uvěznit [32].

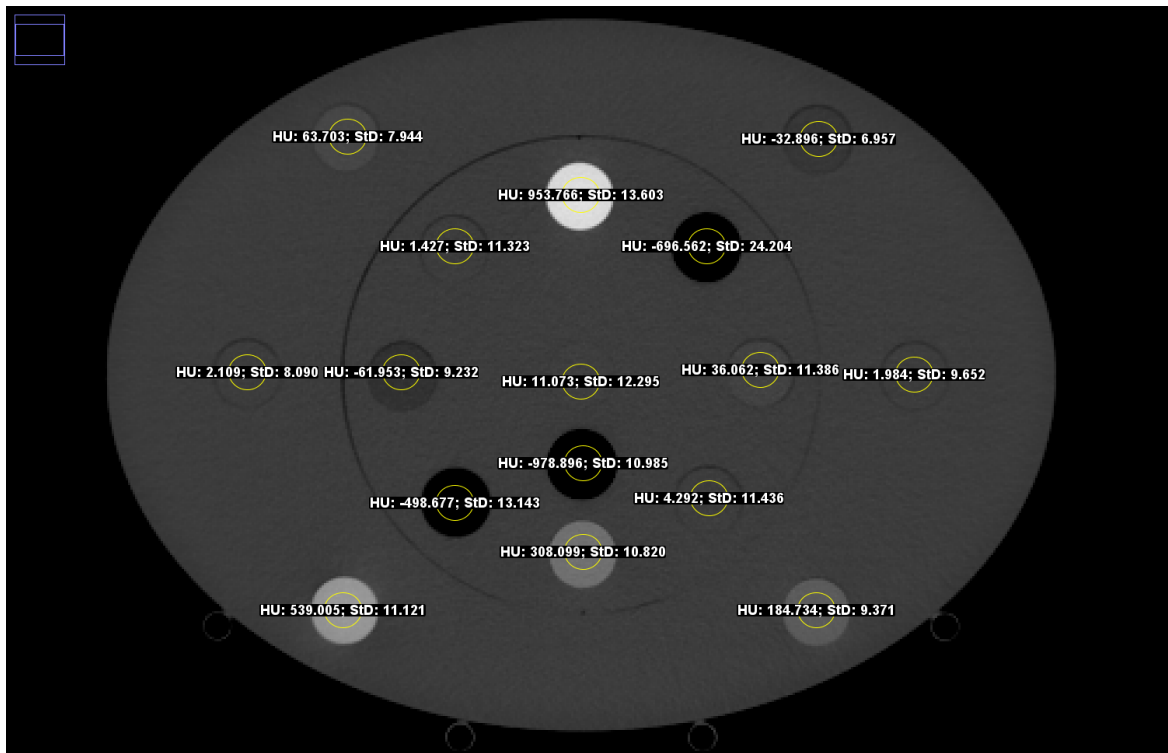
Tento fantom byl vyroben pro vyšší efektivitu práce a má proto vyhodnocení snímků automatizované pomocí vlastního softwaru. V případě, že proces není automatizovaný je doporučený postup vyhodnocení hodnot HU na CT snímcích následující.

Průměrné hodnoty HU pro jednotlivé inserty by ze snímků měly být odečítány z větší plochy uprostřed jejich objemu, mělo by být vytvořeno několik snímků a mělo by se pracovat se středními hodnotami HU. Větší plocha insertu je zapotřebí uvážit pro snížení standardní odchylky a zprostřed je zapotřebí odečítat, protože v na rozhraních dvou materiálů dochází na CT snímcích k průměrování hodnot z jednoho a druhého prostředí, což by vedlo k nepřesnému určení HU.

V závislosti na používaném TPS se z těchto dat následně vytváří kalibrační křivka nebo se jen hodnoty HU spolu s příslušnými rED/PD do systému nahrají. V současné době již ovšem

často není kalibrační křivka potřeba (viz 2.3). Každé CT zařízení by mělo projít unikátní kalibrací.

V manuálu nejsou žádným způsobem specifikovány doporučené parametry pořízení snímků ani využití oddělitelného modulu hlavy.

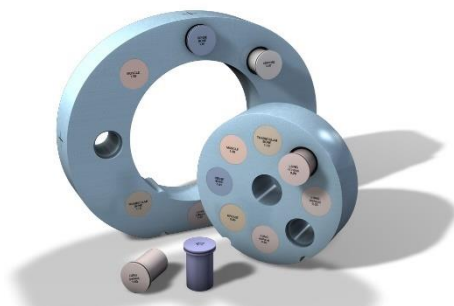


Obr. 2-1 – Snímek z CT *Siemens Somatom Force* Všeobecné fakultní nemocnice v Praze při 120 kV, 400 mAs a fantomu *GAMMEX Advanced electron density* s vyhodnocenými ROI, kde HU představuje střední hodnotu voxelů uvnitř ROI a StD je standardní odchylka od střední hodnoty HU. Obr. byl pořízen v programu ImageJ [19].

### 2.3 Kalibrační křivka v TPS

V současné době je běžné, že kalibrační křivka je vytvářena přímo v TPS po nahrání tabulek hodnot HU a v závislosti na potřebách výpočetního algoritmu příslušných rED nebo PD.

Při tvorbě kalibrační křivky manuálně se naměřená data proloží dvěma lineárními funkcemi [26]. První prokládaná oblast lineární křivkou je pro hodnoty HU od -1000 po 100. Tento interval je použit proto, že chování materiálu s těmito HU má stejný trend. Druhý lineární proklad je potom proveden pro HU vyšší než 100, protože zde opět platí, že se tyto látky chovají vzhledem ke svému lineárnímu součiniteli zeslabení stejně. Zdroj, ve kterém by bylo uvedeno, zda kovové materiály mají srovnatelnou odezvu s kostní tkáň, nebyl nalezen.



a) *CIRS Model 062M* [8]



b) *CIRS Model 002LFC* [9]



c) *CatPhan 700* [10]



d) *Advanced electron density phantom* [11]

Obr. 2-2: Výběr moderních fantomů používaných pro specifikaci CT. Fantomy a) a d) byly vyrobeny výhradně pro tyto účely. Fantomy b) a c) jsou multi-účelové s možností použití pro specifikaci CT.

### 3 Faktory ovlivňující CT snímky

V této kapitole budou popsány jednotlivé parametry, se kterými se během měření pracovalo. Parametry budou popsány z hlediska ovlivnění kvality CT snímků a hodnot HU. První podkapitola bude o vlivu akvizičních parametrů a dalších činitelů na kvalitu obrazu a bude uveden význam kvality snímků při klinické praxi plánování radioterapie. V druhé části budou uvedeny faktory hrající roli při pořízení snímků z hlediska dopadu na změny naměřených hodnot HU.

#### 3.1 Faktory ovlivňující CT série s ohledem na kvalitu snímků a dopad na klinickou praxi

Protokoly CT série v radiodiagnostice běžně pracují s parametry pořízení CT série za účelem zvýšení kvality snímku pro dosažení diagnostických potřeb. CT série pro účely radioterapie jsou ovšem často pořizovány za pomoci jednoho univerzálního protokolu, což může vést k nižší kvalitě snímků, a tím pádem zakreslení cílového objemu a kritických struktur probíhá na suboptimálních snímcích. Nejistota zakreslení struktur tak může snižovat kvalitu a účinnost radioterapeutického plánu. Míra nejistoty takto uvedená do plánování je závislá na zkušenostech vyhodnocující osoby, ale i pokud se jedná o zkušeného člověka, přesnost zakreslení klesá spolu s kvalitou snímku až o 20 %. [13] Nízká kvalita snímků může také omezit automatickou konturaci struktur, která umožňuje zefektivnění celého procesu.

Užití jednoho protokolu pro snímkování vychází z reality, že změnou některých parametrů pořízení série dochází ke změně hodnot HU, a tedy k odchýlení se od kalibrovaných hodnot, což vede k chybnému určení dávky v TPS. S vyvíjejícími se technologiemi vyvstávají možnosti pořízení a úpravy snímků pomocí expoziční automatiky, *dual-source* CT, různých rekonstrukčních algoritmů, použitých FOV atd. Tyto funkce ovšem v současné praxi nemohou být většinou implementovány, protože by došlo k narušení dozimetrické informace z TPS. Aby byla možná jejich plnohodnotná implementace je zapotřebí kvantifikovat vliv jednotlivých funkcí na hodnoty HU a následný dopad na výpočet dávkové distribuce.

Mezi parametry ovlivňující kvalitu snímků jsou: napětí a proud na rentgence, tloušťka řezu, pitch faktor (PF), doba trvání akvizice, rekonstrukční algoritmy atd. Jejich vliv na kvalitu snímků je následující.

- Při zvyšování proudu rentgenkou dochází ke zvyšování SNR, ale také ke zvýšení viditelnosti nízko-kontrastních detailů.
- Změnou napětí na rentgence lze upravovat průchodnost svazku látkou a absorbovanou dávkou při snímkování, ovšem může dojít ke snížení viditelnosti nízko-kontrastních objektů.
- Snížení tloušťky řezu potenciálně vede ke zvýšení rozlišení obrazu.
- Snížení PF vede ke snížení šumu, ale ke zvýšení dávky pacientovi.
- Rekonstrukční algoritmy obecně zvyšují kvalitu obrazu, ovšem finální snímek nemusí plně odpovídat realitě. [12]



V několika zdrojích byla vyjádřena potřeba definice minimální klinické kvality snímku, na základě čehož by bylo rozhodnuto, zdali je zapotřebí pro pořízení daného snímku použít jiných parametrů.

### **3.2 Faktory ovlivňující CT série s ohledem na variaci hodnot HU**

V minulé podkapitole byly uvedeny různé parametry, které mají vliv na kvalitu obrazu. Ač je pravda, že některé tyto parametry mohou ovlivnit i hodnoty HU, ve většině případů tomu tak není. V této podkapitole budou vypsány všechny akviziční parametry a další činitele, kteří ovlivňují hodnoty HU, jako jsou artefakty nebo vnější faktory.

#### **3.2.1 Akviziční parametry**

Variací elektrického množství (součin času a proudu v rentgence – mAs) při snímání různých materiálů je při běžných protokolech, to znamená mAs vyšší než 100, dosaženo minimálních změn hodnot HU, jen roste nebo klesá SNR snímku. Výjimka může nastat při snímání při nízkých hodnotách mAs, případně s v kombinaci s nízkým napětím, nebo vysoko denzitních insertů, jako je například nerezová ocel nebo titan, což jsou časté materiály používané v kovových implantátech. V tomto případě dochází k nadhodnocení naměřených hodnot HU. [33]

Napětí na rentgence je původcem největších změn HU. Pro běžně používaný rozsah napětí od 80 kV po 140 kV mohou hodnoty HU kosti podobného materiálu na bázi vápníku ( $r_{ED}=1,2$ ), nabývat od 450 HU (při 80 kV) do 280 HU (při 140 kV). Tato skutečnost je důsledkem fyzikální podstaty chování lineárního součinitele zeslabení v látce, který pro rostoucí energie záření klesá. Pro snímky trupu dospělého pacienta je tedy nevhodné používat nižší napětí, protože by mohlo dojít k podexponování vzhledem k nedostatečné prostupnosti fotonů látkou. Na stranu druhou by tato napětí mohla být výhodná pro snímky menších objemů, jako je hlava nebo pediatrický pacient, vzhledem k vyššímu zeslabení v látce, a tedy lepšímu signálu.

Akviziční FOV (standardně je největší 50 cm v průměru) může mít na hodnoty HU vliv nepřímo. CT zařízení často pro různá FOV automaticky mění používaný „*bowtie*“ filtr, což vede k posunu efektivní energie spektra záření. Pokud ovšem porovnáváme rekonstrukční FOV, tedy prodloužené FOV (eFOV) (65 cm v průměru) a standardní FOV (sFOV) mohou být změny podstatně větší, až 500 HU pro kostěné materiály v případě, že snímaný objem přesahuje mimo sFOV. V případě, že rozměry řezů snímaného objemu jsou menší než rozměry FOV, jsou změny minimální. [34]

Další z parametrů akvizice, které ovlivňují hodnoty HU, jsou rekonstrukční algoritmy. Jejich vliv je ovšem závislý na výrobcu i modelu používaného CT skeneru i na volbě samotného algoritmu.

Posledním z akvizičních parametrů, které mají nezanedbatelný vliv, diskutovaném v dostupné literatuře, je PF. PF má na hodnoty HU vliv nepřímo skrze efektivní elektrické množství, kde platí:

$$\text{efektivní mAs} = \text{proud na rentgence} \cdot \text{čas} / \text{PF} \quad (3-1)$$

Literatura popisující přímý vliv PF nebyla nalezena.

Rychlost rotace rentgenky, kolimace mají na hodnoty HU minimální vliv. Stejně tak mají běžně minimální vliv na změnu použité rekonstrukční algoritmy, existují ovšem výjimky.

### 3.2.2 Artefakty

Jedním z fyzikálních jevů vytvářející artefakty je tvrdnutí svazku. Tento efekt je způsoben „tvrdnutím“ svazku fotonů. To znamená, že střední energie svazku procházejícího snímkanou látkou spolu s hloubkou úměrně roste. Dochází k tomu tak, že fotony s nižší energií jsou absorbovány dříve a hlouběji v zájmovém objektu se fotony s vyšší energií absorbují méně, což vede k podhodnocení CT čísla v dané objemu.

Dalším artefaktem je podexponování detektoru (*photon starvation*). Je možné, že ve vysoce denzitních objemech dojde k absorbování valného množství částic, což následně vede k vysokému šumu, způsobeným malým množstvím doručeného signálu, v oblastech za těmito objemy.

Posledním artefaktem, zapříčiněným fyzikální povahou fotonového svazku a detektorů, je pod-vzorkování snímku. K tomuto jevu dochází, pokud je pro rekonstrukci snímku použito nedostačující množství projekcí.

Za artefakty způsobené vlastnostmi snímaného materiálu jsou považovány artefakty indukované přítomností kovů v objemu. Kov v tomto případě pohltí větší množství záření, než jaké je systémem očekávané a na snímcích se objevují oblasti s nižší hodnotou HU. Pokud se ve snímku nachází kovy dochází také k nadhodnocení HU ostatních materiálů, protože je větší množství záření pohlceno nebo rozptýleno kovy a zbytek objektů se tedy jeví, že zeslabuje více. S kovy je spojen ještě jeden artefakt, tzv. *cupped phenomenon*, který se projevuje přímo v objemu kovů. Ve středu dochází k poklesu HU způsobeného tvrdnutím svazku. Pokud bychom uvažovali válcový tvar kovového předmětu a vedli bychom kolmici k jeho ose, křivka hodnot HU na bodech této kolmice by připomínala tvar písmene „U“. [22], [37]

### 3.2.3 Vnější faktory

Dalšími činiteli ovlivňujícími hodnoty HU jsou vnější faktory, do této skupiny jsou v rámci této práce zařazeny změny HU, vlivem použití různých fantomů (interfantomové). Každý z výrobců fantomů, pro výrobu těla i insertů, používá jiný materiál a bude tím pádem docházet k tvrdnutí svazku v jiné míře nebo jinému rozptylu záření [24]. Tato skutečnost tedy bude mít dopad na efektivní hodnoty HU. Hlavním činitelem, bych ale v této kategorii, označil odlišnost CT zařízení. Stejně jako u fantomů, každý dodavatel své přístroje vyrábí různými způsoby, ať už jde o typ detektoru, použité *bowtie* filtry nebo rentgenku, všechno to jsou parametry, které mají na výsledné hodnoty, velký vliv. Na rozdíl od změn vyskytujících se při snímkování různých fantomů, tyto změny vzhledem k vazbě k danému

přístroji nemusejí mít vliv na výslednou dozimetrii TPS [25]. Nicméně z toho vychází potřeba individuálních kalibrací pro každé CT zařízení.

## 4 Dopad odchylek HU na dozimetrii TPS

V této kapitole bude uvedena kvantifikace změny v dávkové distribuci získané z TPS vlivem rozdílu v elektronových hustotách příslušných látek. Protože HU reprezentují absorpci energie fotonového svazku v těle pacienta, mají přímý vliv na vypočtenou dávkovou distribuci a je tedy zapotřebí kontrolovat jejich stabilitu a kvantifikovat dopad odchylky hodnoty HU od očekávané hodnoty z kalibrační křivky na změnu dávkové distribuce.

### 4.1 Tolerance odchylek HU při ověřování stability

Dokumentů udávajících tolerance odchylky naměřených HU od referenční kalibrační křivky existuje několik: IPEM, AAPM, IAEA atd. Tyto tolerance jsou určeny tak, aby nedošlo k překročení 2% limitu chyby výpočtu absorbované dávky. Hodnoty tolerance jsou často určeny v rED, což indukuje potřebu přepočtu naměřených HU na adekvátní rED, je zde tedy uveden i jejich přepočet na HU. Rámcový přepočet rED na HU, lze provést následovně [26]:

$$HU_{<100} = (rED - 1,00) \times 1000 \quad (4-1)$$

, kde  $HU_{<100}$  je přepočet pro měkké tkáně a

$$HU_{>100} = (rED - 1) \times 1950 \quad (4-2)$$

,  $HU_{>100}$  je přepočet pro kostní tkáně. V Tab. 4-1 je souhrn tolerancí podle různých zdrojů uvedený i se zmíněným přepočtem na HU. Hodnoty udávané tolerance se liší v závislosti na vyžadované přesnosti, materiálech použitých při jejich určování nebo cílových modalitách.

- ESTRO tolerance udává pro konvenční CT za použití fantomu se známými elektronovými hustotami. Data srovnána v příslušném TPS
- V IPEM byly tolerance určovány na plánovacím simulátoru za použití antropomorfního fantomu hrudníku s inserty obsahující destilovanou vodu ( $\rho_e = 1,000$ ), kosti ekvivalentní materiál ( $\rho_e = 1,320$ ) a plicím ekvivalentní materiál ( $\rho_e = 0,229$ ). Data byla vyhodnocena v systému *Eclipse* za použití *correction based* algoritmu s cílem chyby v dávce nižší než 2 %. Porovnání dávek bylo prováděno v bodě odpovídajícímu izocentru ozařovače.
- IAEA tolerance udává pro konvenční CT za použití CIRS *Thorax phantom Model 002LFC* bez bližších specifikací.
- AAPM udává hodnoty tolerance pro MVCT *TomoTherapy* za použití *Virtual Water™* fantomu a výpočtu dávky na *TomoTherapy* plánovacím systému. Hodnoty HU se nesměly lišit natolik, aby překročily rozdíl původního a nového DVH o více než 2 %.
- SÚJB blíže nespecifikuje způsob určení tolerancí odchylek HU.

Takto určené tolerance jsou uváděny tak, aby měly značnou rezervu, než by došlo k překročení nepřesnosti určení dávkové distribuce o 2 %.

Tab. 4-1: Souhrn tolerancí odchylek hodnot rED a HU. [15], [17], [16], [18], [27]. HU<sup>T</sup> jsou hodnoty určené z rED podle [26].

Tkáň	Zdroj	rED	rED (nebo HU tolerance)	HU <sup>T</sup>
Plíce	ESTRO	0,2	±0.05 (±25 %)	±50
	IPEM	0,2	±0.004 (±2 %)	±4
	IPEM	0,4	±0.008 (±2 %)	±8
	IAEA	0,21	±0.02 (±10 %) / 20 HU	±20
	AAPM	0,2	±50 HU	±50
	SÚJB	<1,0	±20 HU	±20
Měkká tkáň	ESTRO	1,0	±0.05 (±5 %)	±50
	IPEM	1,0	±0.01 (±1 %)	±10
	IAEA	1,06	±0.02 (±2 %) / 20 HU	±20
	AAPM	1,0	±30 HU	±30
	SÚJB	1,0	±5 HU	±5
Kost	ESTRO	1,5	±0.1 (±7 %)	±170
	IPEM	1,3	±0.03 (±2 %)	±50
	IPEM	1,8	±0.04 (±2 %)	±70
	IAEA	1,6	±0.02 (±1 %) or 20 HU	±34
	AAPM	1,3	±50 HU	±50
	SÚJB	>1,0	±20 HU	±20

## 4.2 Změna absorbované dávky vzhledem k odchylce HU

V této podkapitole bude uveden přehled vědeckých prací zabývajících se tímto tématem. Většina dostupné literatury na toto téma sleduje primárně dozimetrický vliv velkých změn v hodnotách HU, a tedy neuvažuje parametry, které jsou sledovány v této práci. Nicméně výsledky jsou pro tuto práci stále přínosné.

V práci [28] je zhodnocen dopad na dávku pro výchozí kalibrační křivku uvedenou v základu TPS a kalibrační křivkou specifickou pro dané CT. Největší rozdíl hodnot HU mezi výchozí křivkou a specifickou křivkou byl v oblasti kostní tkáň, kde dosahoval 100. Po přepočtu dávky za použití konvolučního-superpozičního algoritmu s bodovými kernely byl výsledný dopad na přesnost určení dávky v bodě pro 6 MV svazky fotonů a 5 cm tlustou kosti podobnou tkáň nižší než 2 %.

Další experiment [29] byl také založen na porovnání dozimetrických účinků výchozí kalibrační křivky v TPS a naměřené kalibrační křivky. Pro rED = 1,3 byla hodnota HU, v porovnání se specifickou CT kalibrační křivkou, o 100 vyšší a pro rED = 1,5 byla hodnota

HU o 150 vyšší. Vliv na vypočtenou dávku byl získán ozářením antropomorfního fantomu pánve a určením rozdílu mezi MU. Pro 6MV svazek a tloušťku materiálů  $d = 10$  cm byl rozdíl pro plíce -0,4 %, pro játra -1,2 % a pro kortikální kost -1,9 %.

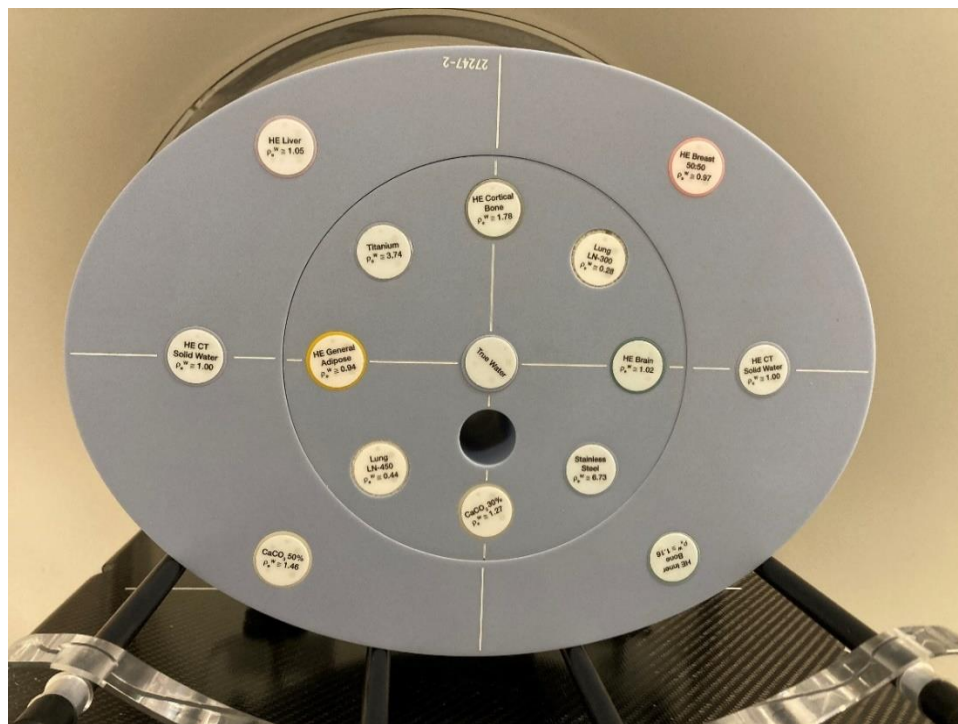
V práci [35] sledují vliv napětí (80, 100, 120 a 140 kV) při pořízení snímků na hodnoty HU. CT série byly pořizovány na fantomu *Catphan 504*, který pro kostní materiály využívá jako substituce Delrin a teflon. Rozdíly mezi naměřenými hodnotami pro napětí 80 a 140 kV byly pro Delrin a teflon, v tomto pořadí, 12 HU a 49 HU. Dávka byla určována v *Monaco* a *Eclipse* TPS na plánu s dávkou 200 cGy v izocentru za použití následujících výpočetních algoritmů: MC, PBC, CCC, AAA. Výsledné dávky určené za použití HU-rED křivek příslušných jednotlivým napětím byly porovnávány s dávkou určenou na kalibrační křivce získané ze snímků pořízených pod standardním protokolem (120 kV). Maximální procentuální změna v určených dávkách byla nejvyšší pro MC, a to při srovnání s kalibrační křivkou získanou ze snímků pořízených při napětí 100 kV, kde nabývala 0,82 %. Pro PBC byla maximální změna jen 0,1 %, a to při srovnání s křivkou získanou při napětí 80 kV. Změny vůči křivce získané při 100 kV byly nulové.

V práci [36] byl pozorován vliv různých rekonstrukčních kernelů při pořízení sérií. Snímky byly vytvořeny na fantomu *Gammex* předešlé generace, než je uvedena v 2.2.1.3, za použití CT *Siemens PET/CT Biograph20 mCT* pod protokoly pro hlavu a pánev. Materiály fantomu byly stejné, jen jeho stavba se lišila. Porovnávané kernely použité pro rekonstrukci byly B40s a H40s, kde B představuje tělo a H představuje hlavu, první číslo udává ostrost kernelu, druhé číslo udává verzi kernelu a písmeno na konci v tomto případě udává, že bylo použito plovoucí ohnisko. Výsledné hodnoty HU byly více odlišné až pro kostěné materiály, kde dosahovaly rozdílů kolem 50 HU. Vyhodnocení dopadu na TPS bylo provedeno v *Eclipse* vzhledem k rozdílu MU s výpočetními algoritmy AAA a Acuros. V převážné většině výsledků pro fotonové plány nebyla nijak velká změna ve vypočtených MU ani v plochách jednotlivých isodós.

## 5 Postup měření

V této části mě bakalářské práce budou shrnuty postupy získání potřebných dat, jejich výstupy a popis zpracování.

Měření, podle kterých jsme určovali vliv jednotlivých činitelů (jejich bližší popis je uveden v kapitole 3.2) majících vliv na hodnotu HU, jsme prováděli na čtyřech CT zařízeních, *Toshiba Aquilion 64* v Ústřední vojenské nemocnici v Praze a *GE LightSpeed RT 16*, *Siemens Somatom Force* a TOMO MVCT ve Všeobecné fakultní nemocnici v Praze, za použití fantomu *GAMMEX Advanced electron density phantom* (viz Obr. 5-1). Ze snímků byly odečteny hodnoty HU a z takto získaných dat byly následně vygenerovány tzv. kalibrační křivky pro porovnání vlivu jednotlivých parametrů skrze soubory všech insertů. Z těchto souborů byly následně vybrány soubory, které byly použity pro určení dopadu odchylek HU na dozimetrii TPS. Vždy byly voleny dva soubory podle jim odpovídajících kalibračních křivek, které mezi sebou měli největší možný klinicky reprodukovatelný rozdíl. Každý ze souborů reprezentoval různé činitele, tak aby bylo pokryty všechny v rámci této práce pozorované. Odezva TPS byla sledována na *MultiPlan* pro CK, algoritmy MC a *RayTracing*, ve Fakultní nemocnici v Ostravě na 2 různých plánech.



Obr. 5-1: Modul těla fantomu *GAMMEX Advanced electron density* s inserty kovů. Fotografie byla pořízena při prvním měření.

## 5.1 Snímkování CT kalibračního fantomu

Měření jsme koncipovali tak, abychom zohlednili co nejvíce akvizčních parametrů, které by mohly ovlivnit hodnoty HU. Parametry, které jsme sledovali, byly:

- Napětí
- Elektrické množství
- Poloha insertu v FOV
- Rekonstrukční FOV
- Materiál insertů (standardní a kovy)
- 12 bit CT vs 16 bit CT
- Modul hlavy vs modul těla.

Pro uvážení vlivu polohy insertů uvnitř FOV a typu fantomu (hlava/tělo) jsme vždy měli stejný postup měření (geometrie fantomu). První měření bylo provedeno za použití standardních insertů (viz Obr. 5-2), následně se standardní inserty nahradily inserty kovovými (viz příloha Obr. 1), poté jsme snímkovali jen modul hlavy (viz příloha Obr. 3), a nakonec jsme inserty v modulu hlavy vyměnili zpět na standardní (viz příloha Obr. 2). Příklad prvních několika měření na *Toshiba Aquilion 64* je vidět v Tab. 5-1.

Tab. 5-1 – Příklad tabulky se surovými daty z CT *Toshiba Aquilion 64*, kde *Body std* znamená modul těla se standardními inserty, k1-7 udávají název pořízené série a 0-180°;0-180° udávají rotaci insertů postupně v tělovém a hlavovém modulu relativně vůči výchozí konfiguraci. Dále je u každé série uvedeno napětí a elektrické množství použité pro pořízení snímků. Uvedené hodnoty HU jsou ve střední hodnotě.

	Body std k1 400 mAs 120 kV 0°;0°	Body std k2 200 mAs 120 kV 0°;0°	Body std k3 100 mAs 120 kV 0°;0°	Body std k4 400 mAs 120 kV 180°;0°	Body std k5 100 mAs 120 kV 180°;0°	Body std k6 400 mAs 120 kV 180°;180°	Body std k7 100 mAs 120 kV 180°;180°
Insert	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU
CaCO <sub>3</sub> 30 %	490,7	492,5	495,1	493,7	501,0	495,7	497,8
Plíce 450	-520,0	-521,4	-518,8	-516,3	-517,4	-514,9	-515,9
Tuk	-74,0	-75,8	-70,7	-74,0	-74,2	-74,4	-70,5
<i>Solid water</i>	-10,8	-10,1	-11,2	-14,1	-11,5	-13,7	-11,9
Kort. kost	1503,8	1504,7	1516,8	1494,7	1507,3	1491,5	1499,7
Plíce 300	-707,1	-701,5	-707,4	-703,1	-712,3	-706,2	-706,7
Mozek	23,6	22,3	28,1	24,5	28,3	24,0	22,6
<i>Solid water</i>	-13,8	-12,5	-10,9	-9,2	-8,7	-8,0	-9,7
Voda	-3,2	-2,9	-6,0	-5,7	-3,3	-2,8	-1,3
Vzduch	-963,0	-961,5	-966,9	-967,6	-966,7	-967,0	-968,8
Prs	-52,7	-54,9	-54,6	-54,0	-57,9	-47,0	-45,7
<i>Solid water</i>	-18,3	-14,5	-14,0	-14,4	-15,9	-15,4	-13,7
Vnitřní kost	288,0	290,2	291,7	287,1	295,3	272,1	275,6
CaCO <sub>3</sub> 50 %	905,1	904,6	909,6	905,9	909,6	886,4	892,5
<i>Solid water</i>	-19,0	-19,0	-9,7	-15,3	-16,1	-15,6	-17,9
Játra	39,4	39,1	45,2	39,4	38,5	48,3	45,2



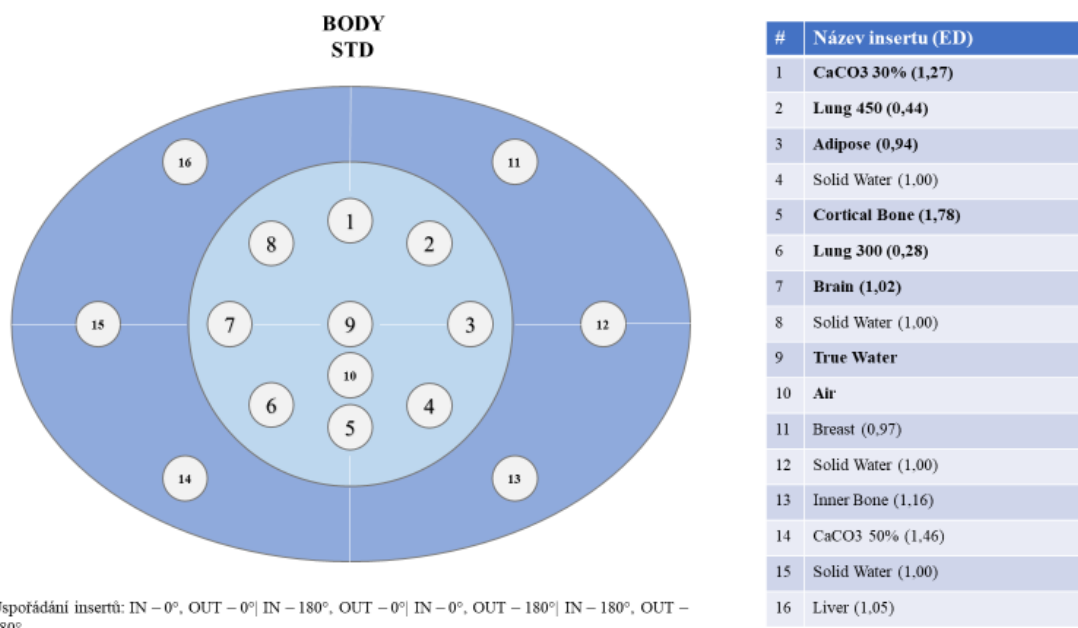
Tab. 5-2: Seznam insertů a jim příslušných elektronových, resp. fyzikálních hustot použitých pro kalibraci CT. Hodnoty hustot byly určeny výrobcem.

Materiál	Elektronová hustota	Fyzikální hustota	Materiál	Elektronová hustota	Fyzikální hustota
CaCO <sub>3</sub> 30 %	1,269	1,333	Voda	1,000	1,000
Plíce 450 (výdech)	0,476	0,492	Vzduch	0,001	0,001
Tuk	0,951	0,962	Prs	0,973	0,987
Titan	3,740	4,510	<i>Solid Water</i>	0,995	1,019
Kortikální kost	1,775	1,924	Vnitřní kost	1,156	1,206
Plíce 300 (nádech)	0,293	0,303	CaCO <sub>3</sub> 50 %	1,463	1,560
Mozek	1,025	1,052	Játra	1,053	1,080
Nerezová ocel	6,730	8,000	–	–	–

### 5.1.1 Toshiba Aquilion 64

První měření bylo provedeno na *Toshiba Aquilion 64* v Ústřední vojenské nemocnici v Praze. Hlavní součástí tohoto měření bylo pozorování změny HU s důrazem na vliv proudu na rentgence, modulu hlavy a těla a polohy insertů uvnitř FOV. CT pracovalo v 16 bit režimu. Na prvních třech sériích snímků byl testován vliv elektrického množství (100, 200 a 400 mAs), protože pro hodnoty 200 mAs a 400 mAs nebyly pozorovány žádné velké rozdíly všechna další měření probíhala jen pro 100 mAs a 400 mAs. Téměř všechny snímky byly vytvořeny při napětí 120 kV. Konfigurace, ve kterých byly série pořizovány, zohledňovali vliv polohy insertů v FOV. Pro snímkování celého fantomu byly rotace modulu hlavy (*IN*) a těla (*OUT*) o úhly *IN*-0°; *OUT*-0°, *IN*-0°; *OUT*-180°, *IN*-180°; *OUT*-180°, *IN*-180°; *OUT*-0°, kde *IN*-0°; *OUT*-0° odpovídá výchozímu uspořádání. Příslušné schéma je zobrazeno na Obr. 5-2. Pro snímání samotného modulu hlavy byly konfigurace *IN*-0°, *IN*-90°, *IN*-180°, *IN*-270°. Příslušné schéma je uvedené v příloze spolu s ostatními schémata zobrazujícími rozložení insertů po přidání kovů. Byly použity standardní inserty a kovové inserty, a to nerezová ocel a titan. Všechny snímky byly naskenovány na FOV „LL Body“, tedy 50×50 cm. Na jedné sérii snímků modulu hlavy jsme testovali vliv velikosti rekonstrukčního FOV, a to 30×30 cm. PF pro všechny snímky byl nastaven na 0,91, protože jsme neočekávali jeho vliv na hodnoty HU. Nakonec byly provedeny 2 série i pro napětí 135 kV s elektrickým množstvím 100 a 400 mAs.

Na to tomto zařízení probíhalo doměřování pro kontrolu správnosti výstupů z prvních tří měření. Cílem bylo ujistit se o správnosti výstupu, a vyloučit statistické nejistoty, z prvních tří měření opakováním stejného měření pro významné činitele. Těmi byly nízké elektrické množství, modul hlavy, kovové inserty, nižší PF.



Obr. 5-2: Schéma základního uspořádání fantomu *GAMMEX* se zastoupením standardních insertů s popiskem a s příslušnou elektronovou hustotou. Ve spodní části Obr. je popsán způsob, jakým se měnila poloha insertů uvnitř fantomu, kde IN znamená vnitřní (hlavová) část fantomu, OUT znamená vnější (tělová) část fantomu a X° vyjadřuje velikost rotace jednotlivých částí.

Tab. 5-3: Souhrn použitých parametrů akvizice pro měření na *Toshiba Aquilion 64* za použití fantomu *GAMMEX Advanced electron density phantom*. Konfigurace těla a hlavy představují rotace vnitřní a vnější částí vůči základnímu sestavení fantomu.

Napětí (kV)	Elektrické množství (mAs)	Konfigurace modulu těla a hlavy	Konfigurace modulu hlavy	FOV (cm)	Inserty	Bit hloubka
120 kV	100	IN-0°, OUT-0°	IN-0°	LL 50×50	Standardní	16
	200	IN-180°, OUT-0°	IN-90°		Kovy	
	400	IN-180°, OUT-180°	IN-180°			
		IN-0°, OUT-180°	IN-270°			

### 5.1.2 GE LightSpeed RT 16

V řadě druhé měření bylo prováděno na radioterapii dedikovaném CT simulátoru ve VFN. Měření probíhala stejně jako ta na CT *Toshiba*. Nastavení parametrů akvizice v základním protokolu byla: napětí 120 kV, FOV 50×50 cm, 12 bit, šířka řezu 2,5 mm, elektrické množství 100 resp. 400 mAs. Jediný rozdíl tedy je bitová hloubka snímků. Důraz tohoto měření byl na napětí při pořizování snímků a na ověření výsledků z předchozího měření na CT *Toshiba*. Na rozdíl od předchozích měření byla navíc poslední konfigurace každé geometrie naskenována na napětí 80, 100, 120 a 140 kV a 120 kV snímek byl rekonstruován na eFOV, tedy 65×65 cm. Všechny akviziční parametry přístroje jsou uvedeny v Tab. 5-4.

Tab. 5-4: Souhrn použitých parametrů akvizice pro měření na CT *GE LightSpeed RT 16* za použití fantomu *GAMMEX Advanced electron density phantom*. Konfigurace modulů těla a hlavy představují rotace vnitřní a vnější částí vůči základnímu sestavení fantomu.

Napětí (kV)	Elektrické množství (mAs)	Konfigurace modulu těla	Konfigurace modulu hlavy	FOV (cm)	Inserty	Bit hloubka
80	100	IN-0°, OUT-0°	IN-0°	LL 50×50	Standardní	12
100	400	IN-180°, OUT-0°	IN-90°		Kovy	16
120		IN-180°, OUT-180°	IN-180°			
140		IN-0°, OUT-180°	IN-270°			

### 5.1.3 TomoTherapy

Jako třetí jsme měřili na MVCT od *TomoTherapy*. Na tomto zařízení jsme pořídili celkem čtyři CT série. Všechny čtyři byly pořizeny při jednom nastavení napětí a elektrického množství, jedné konfigurace insertů, FOV i bitové hloubce. Proměnné byly tloušťky řezu a snímkané inserty. To znamená, že byly pořizeny dvě série se standardními inserty při tloušťce řezů 1 a 3 mm, a to stejné se opakovalo po přidání kovových insertů. Použité parametry jsou vidět v Tab. 5-5.

Tab. 5-5: Souhrn použitých parametrů akvizice pro měření na TOMO MVCT za použití fantomu *GAMMEX Advanced electron density phantom*. Konfigurace těla představují rotace vnitřní a vnější částí vůči základnímu sestavení fantomu.

Napětí (kV)	Elektrické množství (mAs)	Konfigurace modulu těla	Tloušťka řezu (mm)	FOV (cm)	Inserty	Bit hloubka
3000	–	IN-180°, OUT-0°	1	40×40	Standardní	16
			3		Kovy	

#### 5.1.4 Siemens Somatom Force

Poslední měření bylo prováděno na zařízení *Siemens Somatom Force CT*. Při tomto měření byl kladen důraz hlavně na vliv napětí na hodnoty HU, protože pro zbylé činitele jsme měli dostatečné množství dat z předchozích měření a toto zařízení poskytovalo největší možný rozsah napětí. CT série byly vytvořeny pro napětí od 70 kV do 150 kV po krocích 10 kV za stálého elektrického množství 400 mAs a bitové hloubce snímků 12 bitů. Série byly pořízeny ve dvou konfiguracích, jedna výchozí a potom modul hlavy otočený o 180°, a všech čtyřech geometriích, tedy: standardní inserty v celém fantomu, standardní inserty v modulu hlavy, kovové inserty v celém fantomu, kovové inserty v modulu hlavy. Pro snímání celého fantomu byly konfigurace IN-0°; OUT-0° a IN-180°; OUT-0°. Pro snímání samostatného modulu hlavy byly konfigurace IN-0°, IN-90°. V první konfiguraci byl pokryt celý rozsah napětí a v druhé konfiguraci byl pořízen jen jeden snímek, který sloužil jako kontrolní při porovnání s přechozími CT. Každá pořízená série byla rekonstruována pomocí tří různých rekonstrukčních algoritmů s tím, že série snímků fantomu s kovy byly rekonstruovány za použití algoritmu na redukci artefaktů způsobených kovy iMAR (*iterative Metal Artifacts Reduction*). Použité parametry jsou vidět v Tab. 5-6.

## 5.2 Zpracování snímků a vytvoření kalibračních křivek

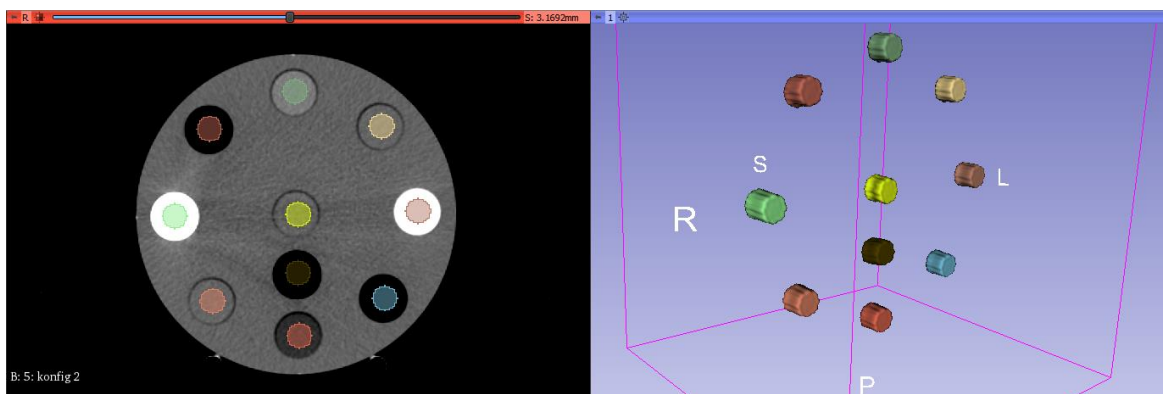
Výsledné snímky ve formátu DICOM byly zpracovány ve dvou programech: ImageJ [19] a 3D Slicer [20][21]. Hodnoty HU pro jednotlivé materiály v ImageJ byly získány pomocí ROI ze středu insertu (viz *Obr. 2-1*), díky níž byla určena střední hodnota voxelů v dané oblasti a jejich odchylky. Aby nedošlo k chybě určení hodnoty HU, vlivem neostrostí nebo průměrování hodnot voxelů, byly ROI umístěny s dostatečnými odstupy od okrajů oblasti zájmu. V programu 3D Slicer byly hodnoty HU určovány stejně, jen ve třech rozměrech. Pomocí ImageJ byly vyhodnoceny série z CT *Toshiba* a pomocí 3D Slicer jsem vyhodnotil zbylá CT zařízení, tedy CT *GE* a *Siemens*.

Tab. 5-6: Souhrn použitých parametrů akvizice pro měření na *Siemens Somatom Force* za použití fantomu *GAMMEX Advanced electron density phantom*. Konfigurace těla a hlavy představují rotace vnitřní a vnější částí vůči základní konfiguraci insertů ve fantomu. Br40/Sm40/eFOV IMAR představují rekonstrukční algoritmy na potlačení kovových artefaktů.

Napětí (kV)	Elektrické množství (mAs)	Konfigurace modulu těla	Konfigurace modulu hlavy	FOV (cm)	Inserty	Rekonstrukční algoritmus	Bit hloubka
70-150 po 10	400	IN-0°, OUT-0°	IN-0°	LL	Standardní	Br40 iMAR/	12
				50×50		bez iMAR	
		IN-180°, OUT-0°	IN-90°		Kovy	eFOV iMAR/	
						bez iMAR	

Z těchto dat byl následně určován vliv jednotlivých parametrů akvizice na hodnoty HU. Prvně byl určen jen jejich absolutní rozdíl ve statisticky význačných maximech, například byly pozorovány všechny hodnoty příslušné insertům jater a z nich vybrány dvě nejvíce vzdálené hodnoty, které se ovšem nevychylovaly nijak extrémně vůči očekávání. Činitel jejichž vliv na hodnoty HU byl při výběru uvažován pro CT *Toshiba* byly: poloha, elektrické množství a fantomy hlavy/těla. To znamená že při uvážení každého z parametrů byly zvoleny maximální nebo minimální hodnoty podle potřeby tak, aby výsledný celkový rozdíl byl co největší. Při měření modulu těla HU nabývaly obecně vyšších hodnot, takže byla z naměřených HU zvolena maxima. U HU insertů v modulu hlavy to potom byla minima, i když tím nebylo dosaženo největších rozdílů pro jednotlivé inserty. Takto získané hodnoty byly následně srovnávány globálně za pomoci vytvořených kalibračních křivek, z čehož byla získána informace o celkovém možném vlivu na dozimetrii TPS.

Kalibrační křivky HU-rED byly ze získaných dat vytvořeny bilineárním prokladem hodnot HU. Jednou lineární křivkou byly proloženy hodnoty HU od -1000 po 100 [26]. Tento interval jsem volil z důvodu stejné odezvy materiálu na fotonové záření při energiích v řádech kilovoltů. Druhou lineární křivkou byly proloženy hodnoty HU 100 a výše. Takto získané kalibrační křivky sloužily jen pro porovnání naměřených HU jako celku. Kalibrační křivky použité v TPS byly vytvořeny přímo v TPS podle jejich vlastních modelů (viz kapitola 2.3).



Obr. 5-3: Grafické znázornění vyhodnocení snímku hlavového modulu fantomu *GAMMEX Advanced Electron Density Phantom* v programu 3D Slicer.

### 5.3 Grafy a tabulky odchylek HU

Pro názorné zhodnocení odchylek HU jednotlivých insertů vzhledem k různým činitelům byl pro každé měření vytvořen graf (viz obrázky 6-1, 6-4, 6-7) s výběrem materiálů takovým, aby co nejlépe reprezentoval celek. Hodnoty pro tento graf nebyly získány odečtem od průměrů různých HU z různých poloh, protože takové určení hodnot by vedlo ke snížení velikosti už tak malých rozdílů, což bylo nežádoucí. Vždy jsem určil referenční hodnotu, od které jsem následně určoval rozdíl. Například pro určení vlivu polohy jsem jako referenční hodnotu určil hodnoty HU v první konfiguraci insertů uvnitř fantomu (viz Obr. 5-2), následně je v absolutní hodnotě odečítal od všech ostatních, a nakonec tyto odchylky zprůměroval. Referenční hodnotu pro určení rozdílu způsobeného variací elektrického množství byla zase volena z insertů ve stejné poloze, ovšem naměřen při různých elektrických množstvích, abych získal vliv elektrického množství co nejméně závislý na vlivu polohy. Vliv napětí a modulu hlavy proti tělu a dopad přidání kovových insertů na hodnoty ostatních insertů byly určovány vzájemným odečtem příslušných insertů v konkrétní poloze za stejných parametrů pořízení a zprůměrovány.

### 5.4 Dozimetrie TPS a použité radioterapeutické plány

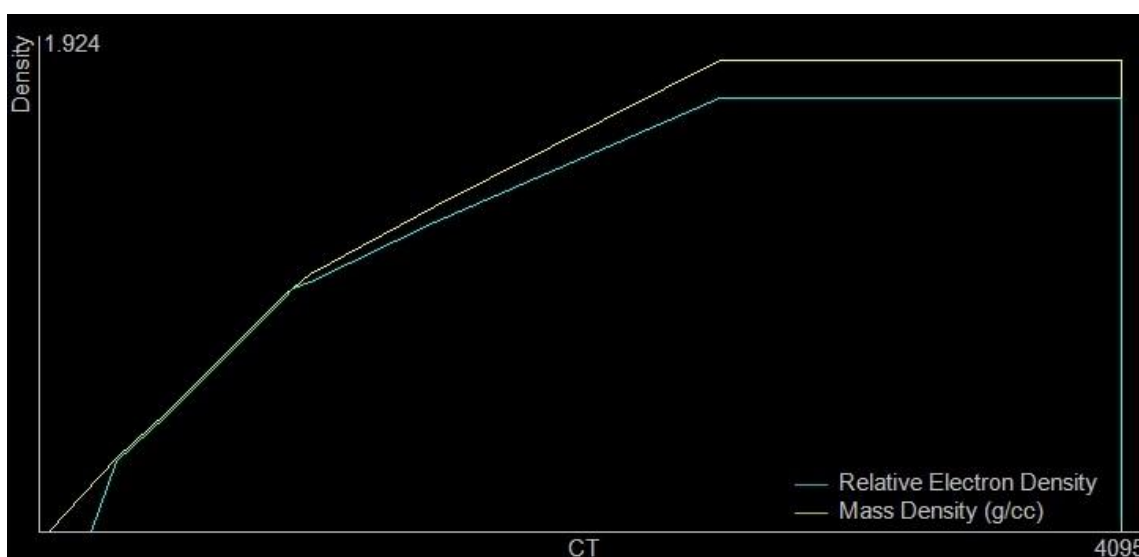
Dopad na dozimetrii TPS byl prozatím určován v systému *MultiPlan*. TPS bylo takto zvoleno, aby mohla být pozorována citlivost *correction based* algoritmů, reprezentováno *RayTracing*, a MC algoritmů. CT série použité pro výpočet dávky byly pořízeny na lokálním (Fakultní nemocnice Ostrava) CT při napětí na rentgence 120 kV.

Pro určení vlivu změn hodnot HU na dozimetrii TPS byly použity hodnoty HU-rED/PD uvedené v kapitolách 6.1.1, 6.1.2 a 6.1.4. Křivky byly volené tak, aby byl v TPS zohledněn vliv všech parametrů. Porovnání bylo provedeno na dvou experimentálních plánech, které reprezentovaly složité klinicky relevantní situace vzhledem ke studované problematice. První plán byl pro cílový objem v oblasti nosohltanu s dávkou 2 Gy a druhý byl pro cílový objem v oblasti titanové endoprotézy s dávkou 10×3 Gy.

Soubory HU-rED/PD byly pro PTV v nosohlтанu voleny z dat naměřených se standardními inserty vzhledem k absenci kovů v objemu. Zohledněn byl vliv snímkování hlavy proti snímkování těla a vliv napětí. Oba tyto hlavní faktory byly navíc umocněny započítáním také vlivu polohy a elektrického množství na hodnoty HU. Tedy data HU zohledňující rozdíl mezi modulem hlavy a těla odpovídala těm, která byla použita pro vytvoření Obr. 6-2 a Obr. 6-5. A data pro zohlednění dozimetrického dopadu vlivu napětí byla použita stejná jako pro vytvoření křivek na Obr. 6-8.

Soubory HU-rED/PD pro PTV v titanové endoprotéze byly vzhledem k přítomnosti titanu v cílovém objemu volené z měření se standardními inserty i s inserty kovovými. Jinak byl postup stejný jako u druhého plánu. TPS ovšem neumožňovalo nahrávat hodnoty HU vyšší než 3000, takže bylo rozhodnuto, že budou použity jen 12 bit série bez zapsání kovů do kalibrační křivky v TPS. Tedy pro zohlednění vlivu modulu hlavy a těla byla použita stejná data jako pro vytvoření křivek na Obr. 6-3 (bez zapsání kovů, tedy byla zohledněn změna HU ostatních insertů) a Obr. 6-6. A pro zohlednění vlivu napětí byla použita stejná data jako pro PTV v nosohlтанu, ovšem vzhledem ke klinické praxi byla uvažována jen napětí 120 a 140 kV.

Dozimetrický dopad byl potom pozorován na změnách dávkových distribucí pro klinické významné parametry, tedy možnost podzáření PTV a přezáření OAR formou bodových dávek z tabulek statistik a pokrytí jednotlivých objemů určené z DVH. To znamená, že byly vypočtené hodnoty dávky a pokrytí pro PTV a OAR pro dvě maximálně odlišné (vzhledem k jednomu ze tří hlavních parametrů: přidané kovy, použité moduly a napětí při pořízení) CT kalibrační křivky a z nich určen jejich rozdíl, který je uveden ve výsledných tabulkách. Pro přehlednost byly ze statistických tabulek voleny jen význačné hodnoty z hlediska toxicity pro jednotlivé OAR. Pro příklad klinicky používaných DVH statistik (např. *Dmean*, *Dmax*, *D2cc* ...), které by se daly aplikovat pro oblast nosohlтанu a TEP, jsou ve výsledcích uvedeny tabulky parametrů toxicity OAR a pochází ze standardu FNKV.



Obr. 5-4: Příklad kalibrační křivky uložené do TPS *MultiPlan*. Tato konkrétní křivka je křivka odpovídající hodnotám HU-rED/PD z Tabulky 6-2 a sloupce *Head Std*.



## 6 Výsledky

V této kapitole jsou uvedeny výsledky měření z jednotlivých CT formou příslušných kalibračních křivek použitých pro porovnání hodnot HU a tabulek zohledňujících odchylky naměřených hodnot HU od referenčních hodnot, které jsou blíže popsány v následující podkapitole, pro jednotlivé inserty a různé parametry je ovlivňující. Kompletní data ze všech měření, surová data i další již zpracované grafy a tabulky, jsou uvedeny v příloze této práce. Následně zde jsou uvedeny rozdíly vypočtené dávkové distribuce na TPS *MultiPlan* pro CT *Toshiba Aquilion 64*, VFN CT Sim a *Siemens Somatom Force*.

### 6.1 Variace hodnot HU a kalibrační křivky

Zde jsou obecně uvedeny vlivy jednotlivých činitelů, které vyplývají z naměřených dat. Detailnější výsledná data jsou potom uvedena v následujících podružných podkapitolách odpovídajících jednotlivým CT zařízením.

Všechny uvedené hodnoty, mimo napětí, byly určovány ze snímků pořízených při napětí 120 kV na CT *Toshiba*, VFN CT Sim a *Siemens*.

- Napětí – Nejvýraznější z faktorů. Zvýšení, resp. snížení napětí vede ke snížení, resp. zvýšení hodnot HU. Změna HU pro materiály s hustotou nižší nebo rovnou měkkým tkáním je minimální. Hodnoty HU vysoko-denzitních materiálů jsou na změnu napětí velmi náchylné.
- Elektrické množství – Běžně ovlivňuje hodnotu HU minimálně, pro hodnoty od 200 mAs výše byla změna zanedbatelná, ovšem pro nízká elektrická množství, v tomto případě 100 mAs, již ke změně docházelo. Vliv mAs na HU roste s rostoucí hustotou snímaného materiálu, po přidání kovových insertů do FOV nebo při snímání modulu hlavy. Ve všech případech dochází pro nízká elektrická množství, při srovnání s vysokým, k naměření nižších hodnot HU, než je očekáváno
- Poloha insertu v FOV – Vliv na hodnotu HU má jak absolutní poloha insertu ve fantomu, tak i relativní. Naměřené hodnoty HU se liší, pokud je insert například v horní nebo dolní části fantomu. Nachází-li se inserty v okolí materiálu s vysokou hustotou získáváme nižší HU, než jaká jsou očekávána. Závislé jsou též na vzdálenosti od povrchu snímaného objektu, a to tak, že čím dále se nachází od povrchu tím nižších hodnot HU inserty nabývají. Odchyly jsou vyšší po přidání kovových insertů do těla fantomu a při snímcích modulu hlavy.
- Akviziční FOV – Volba FOV zařízení snímku má na výsledné hodnoty velký vliv, protože v CT je pro různá FOV přednastavená různá automatická filtrace svazku. Vliv jednotlivých FOV v této práci ovšem určován nebyl.
- Rekonstrukční FOV – V rámci práce byla studována změna pro sFOV 30×30, sFOV 50×50 a eFOV. Změna byla do 2 HU.
- Materiál insertů (standardní a kovy) – Třetí nejvýraznější činitel. Přidáním kovových insertů do fantomu jsme získali všeobecné snížení hodnot HU. Pro inserty



nacházející se v oblastech výrazných artefaktů způsobených kovy, byl pokles velmi výrazný.

- 12 bit CT vs 16 bit CT – Zanedbatelný vliv na všeobecné hodnoty HU. V případě HU kovových materiálů dochází k velkému nárůstu HU v porovnání s 12 bit, protože hodnoty nejsou omezeny limitem škálování.
- Modul hlavy vs modul těla – Druhý nejvýraznější činitel. Hodnoty HU jsou v modulu hlavy vyšší než v modulu těla. Jistá změna HU se projevuje na všech insertech. Obecně platí, že je tím vyšší, čím vyšší je hustota pozorovaného materiálu.

### 6.1.1 Toshiba Aquilion 64

Data z měření na *Toshiba Aquilion 64* byly v porovnání s ostatními CT více náchylné na změny HU vlivem elektrického množství. A zároveň méně náchylné na změny vlivem snímání modulu hlavy a těla a vlivem přidání kovových insertů do těla fantomu.

Data pro křivky hlavy a těla se standardními a kovovými inserty byla volena s uvážením vlivu polohy insertů, z naměřených čtyř hodnot v různých polohách byly zvoleny dvě extrémní hodnoty, a vlivu elektrického množství, z hodnot nabraných při 400 a 100 mAs byly vybrány ty s největším rozdílem.

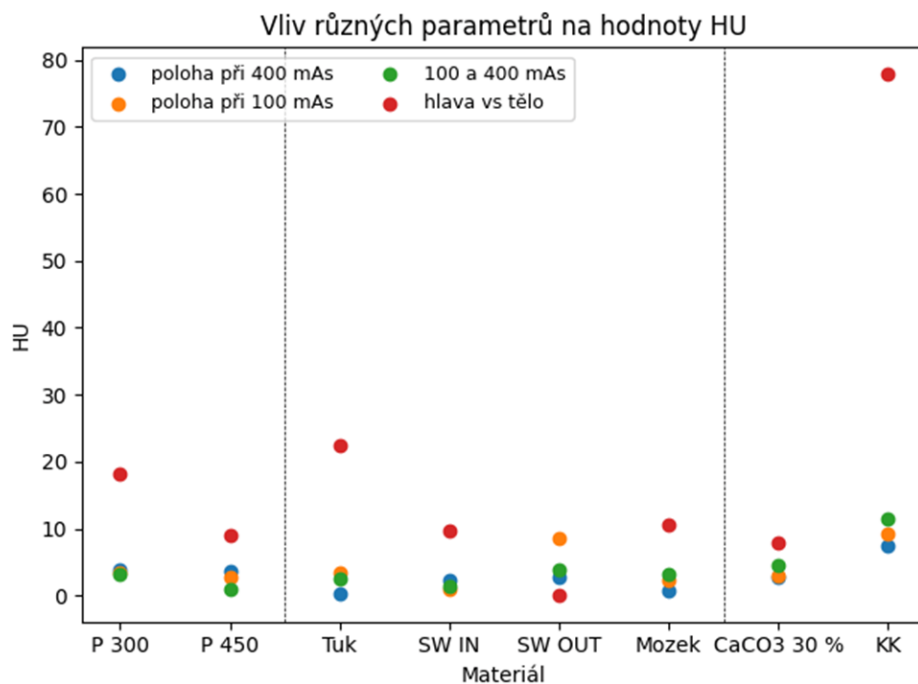
Na Obr. 6-1 je vidět vliv jednotlivých parametrů pro různé inserty vybrané tak, aby reprezentovaly celý rozsah materiálů použitých ve fantomu, číselné vyjádření hodnot je uvedeno v Tab. 6-1. Na Obr. 6-2, resp. 6-3 jsou vidět komparativní kalibrační křivky naměřených sad HU pro standardní, resp. kovové materiály insertů. Příslušné číselné hodnoty jsou uvedeny v Tab. 6-2. Surová data z měření jsou uvedena v příloze Tab. P-1 až Tab. P-3.

Tab. 6-1: Průměrné hodnoty odchylek význačných materiálů insertů pro různé činitele mající vliv na hodnoty HU. Hlava x tělo znamená rozdíl hodnot naměřených v modulu těla a hlavy. Std x kovy znamená rozdíl hodnot HU po přidání kovů do FOV a suma na konec vyjadřuje ilustrativní maximální odchylku vlivem uvedených činitelů. Hodnoty byly určeny ze snímků pořízených na CT *Toshiba Aquilion 64*.

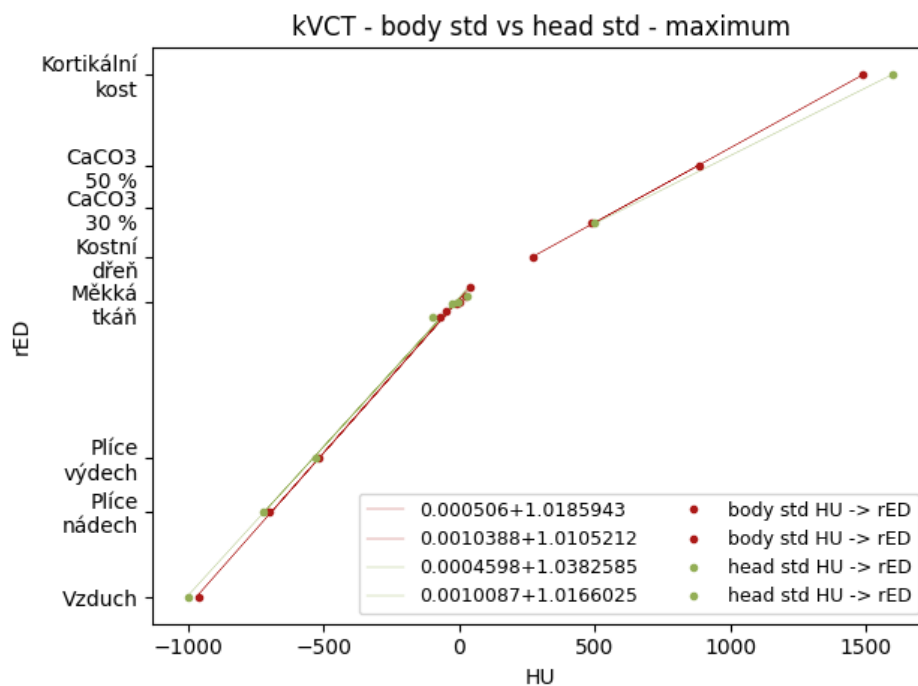
<i>Aquilion 64</i>	rED	Poloha	El. množství	Hlava x tělo	Std x kovy	Suma
P 300	0,293	5,0	7,7	20,9	5,9	39,5
P 450	0,476	2,7	6,5	7,1	2,6	18,9
Tuk	0,951	3,4	8,8	24,7	3,8	40,7
SW IN	0,995	1,6	7,1	9,1	--	--
SW OUT	0,995	4,5	3,3	--	--	--
Mozek	1,025	2,4	7,9	12,3	3,1	25,7
CaCO <sub>3</sub> 30 %	1,269	5,7	12,7	7,4	5,8	31,6
Kort. kost	1,775	7,3	16,2	81,2	26,0	130,7

Tab. 6-2: Soubory HU-rED/PD příslušné kalibračním křivkám vytvořeným pro CT *Toshiba Aquilion 64*. Hodnoty souborů byly vybrány tak, aby mezi sebou sloupce modulu hlavy a modulu těla měly co největší rozdíly. Sloupce *Body std* a *Head std* odpovídají kalibračním křivkám na Obr. 6-2. *Body ext* a *Head ext* odpovídají kalibračním křivkám na Obr. 6-3.

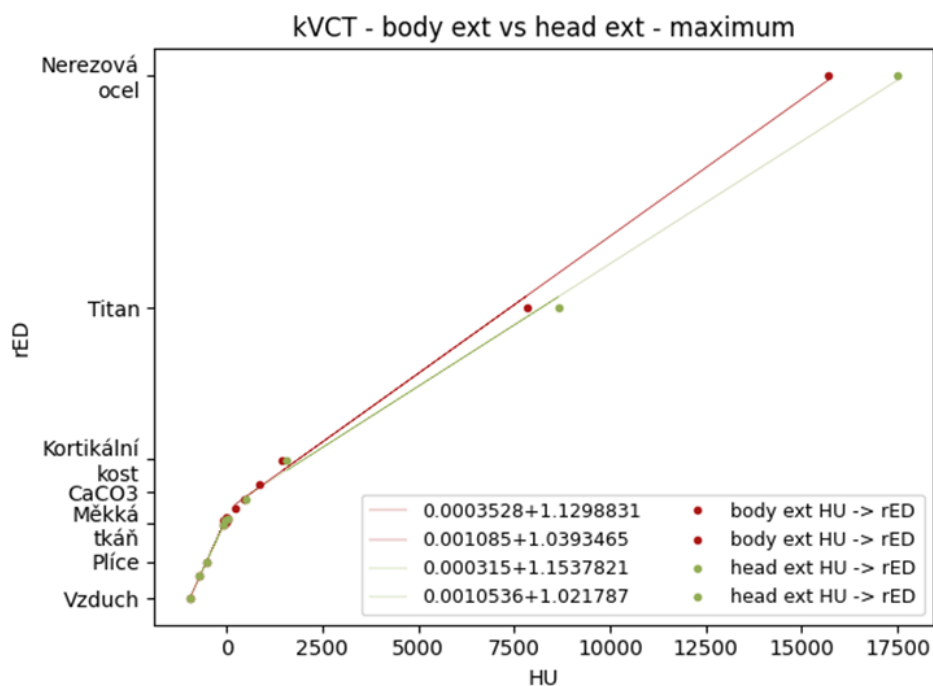
Inserty	Hodnoty HU naměřené při napětí 120 kV					
	ED	PD	Standardní inserty		Kovové inserty	
			Modul těla	Modul hlavy	Modul těla	Modul hlavy
			<i>Body std</i>	<i>Head std</i>	<i>Body ext</i>	<i>Head ext</i>
CaCO <sub>3</sub> 30 %	1,269	1,333	495,6	488,2	446,0	500,6
Plíce výdech	0,476	0,492	-514,8	-528,0	-524,3	-512,2
Tuková tkáň	0,951	0,962	-73,9	-98,7	-75,9	-75,7
<i>Solid water</i>	0,995	1,019	-12,2	-23,1	-23,0	-
Kort. kost	1,775	1,924	1503,8	1579,8	1459,9	1577,7
Plíce nádech	0,293	0,303	-700,0	-725,1	-704,6	-704,8
Mozek	1,025	1,052	24,4	17,4	25,5	27,5
Voda	1,000	0,998	-2,8	-6,6	-65,4	-37,8
Vzduch	0,001	0,001	-962,6	-1001,1	-938,8	-960,3
Prs	0,973	0,987	-46,9	-	-60,7	-
Vnitřní kost	1,156	1,206	288,0	-	214,7	-
CaCO <sub>3</sub> 50 %	1,463	1,560	905,1	-	872,6	-
Játra	1,053	1,080	48,2	-	-16,9	-
Titan	3,740	4,510	-	-	7823,3	8661,3
Nerezová ocel	6,730	8,000	-	-	15697,2	17511,4



Obr. 6-1: Grafické znázornění rozdílu naměřených hodnot HU na CT *Toshiba Aquilion 64* pro jednotlivé materiály standardních insertů v závislosti na čtyřech různých parametrech přístroje.



Obr. 6-2: Porovnání kalibračních křivek vytvořených ze dvou maximálně odlišných naměřených souborů dat na CT *Toshiba Aquilion 64* pro standardní materiály insertů. Parametry uvažované pro výběr dat byly: poloha, elektrické množství, modul hlavy/těla.



Obr. 6-3: Porovnání kalibračních křivek vytvořených ze dvou maximálně odlišných naměřených souborů dat na CT *Toshiba Aquilion 64* pro kovové materiály insertů. Parametry uvažované pro výběr dat byly: poloha, elektrické množství, modul hlavy/těla, přítomnost kovů.

### 6.1.2 GE LightSpeed RT 16

CT *GE LightSpeed RT 16* prokazovalo v porovnání s CT *Toshiba* menší citlivost na změnu mAs a výsledky, které jsme obdrželi, byly více stabilní, ve smyslu shody s očekávanou hodnotou. Zařízení bylo ovšem podstatně více náchylné na změny vlivem skenování modulu hlavy/těla, což ve finále vedlo k zisku vyšších odchylek.

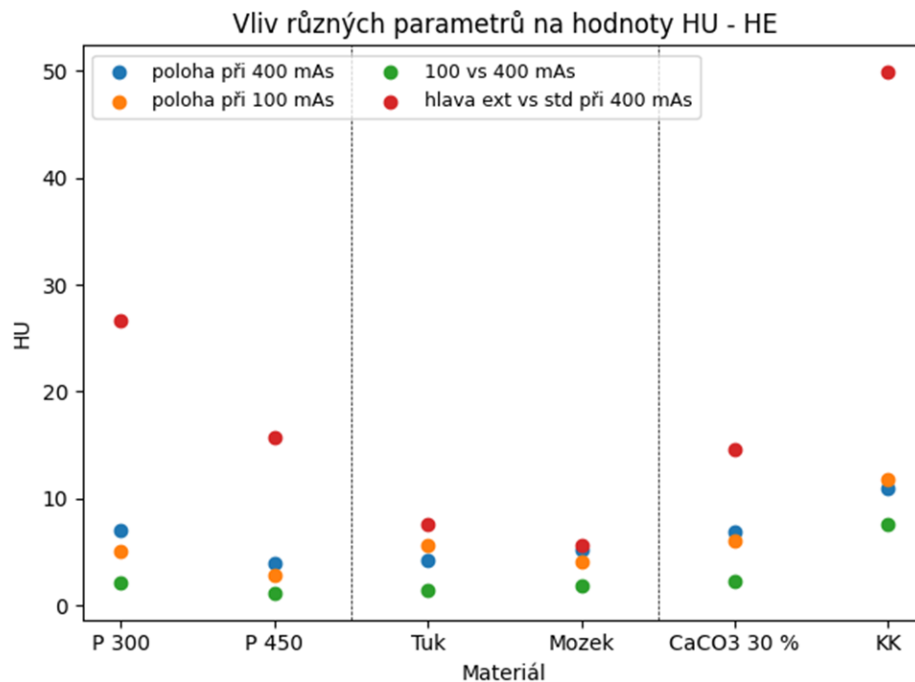
Vliv jednotlivých činitelů majících vliv na naměřené hodnoty HU vybraných materiálů insertů je vidět na Obr. 6-4. Příslušné číselné vyjádření hodnot je uvedeno v Tab. 6-3. Na Obr. 6-5 a 6-6 jsou potom vidět komparativní kalibrační křivky naměřených hodnot HU pro standardní a kovové materiály insertů. Jim příslušné číselné hodnoty jsou uvedeny v Tab. 6-3. Surová data z měření jsou uvedena v příloze Tab. P-4 až Tab. P-7.

Tab. 6-3: Průměrné hodnoty odchylek naměřené na CT *GE LightSpeed RT 16* význačných materiálů insertů pro různé činitele mající vliv na hodnoty HU, kde SW znamená *Solid Water*, IN, resp. OUT uvádí polohu inserty v modulu hlavy, resp. těla, Hlava x tělo představuje rozdíl hodnot naměřených v modulu těla a hlavy, Std x kovy představuje rozdíl hodnot HU po přidání kovů do FOV. Proškrtnutá políčka nebylo možné určit.

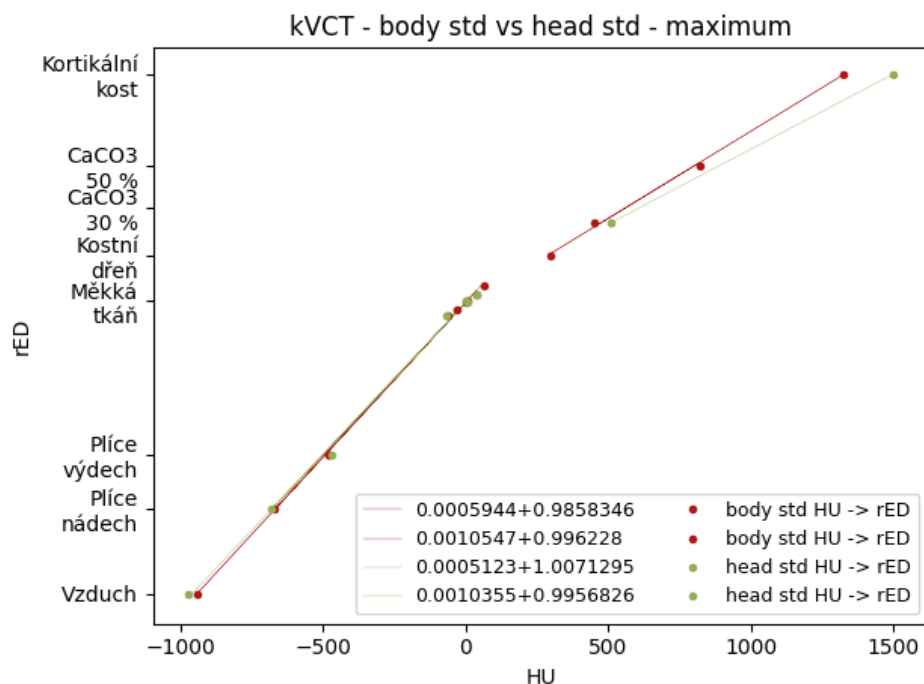
<i>GE LightSpeed RT 16</i>	rED	Poloha	El. množství	Hlava x tělo	Std x kovy	Suma
Plíce výdech	0,293	4,4	2,9	24,5	24,1	55,9
Plíce nádech	0,476	5,6	1,7	16,8	15,4	39,4
Tuk	0,951	2,9	2,1	11,9	7,7	24,5
SW IN	0,995	2,4	1,5	1,7	--	--
SW OUT	0,995	5,3	1,7	--	--	--
Mozek	1,025	4,1	2,2	5,0	5,0	16,2
CaCO3 30 %	1,269	9,5	5,3	57,6	15,4	87,7
Kort. kost	1,775	12,5	15,0	170,6	49,9	247,9

Tab. 6-4: Soubory HU-rED/PD příslušné kalibračním křivkám vytvořeným pro CT *GE LightSpeed RT 16*. Hodnoty souborů byly vybrány tak, aby mezi sebou data pro modul hlavy a těla měla co největší rozdíl. Sloupce *Body std* a *Head std* odpovídají kalibračním křivkám na Obr. 6-5. *Body ext* a *Head ext* odpovídají kalibračním křivkám na Obr. 6-6.

Inserty	ED	PD	Hodnoty HU naměřené při napětí 120 kV			
			Standardní inserty		Kovové inserty	
			Modul těla	Modul hlavy	Modul těla	Modul hlavy
			<i>Body std</i>	<i>Head std</i>	<i>Body ext</i>	<i>Head ext</i>
CaCO <sub>3</sub> 30 %	1,269	1,333	452,4	511,1	409,7	492,9
Plíce výdech	0,476	0,492	-482,9	-467,7	-474,5	-484,5
Tuková tkáň	0,951	0,962	-61,9	-70,3	-58,9	-60,8
<i>Solid water</i>	0,995	1,019	2,1	5,1	-1,7	18,0
Kort. kost	1,775	1,924	1323,1	1498,9	1256,0	1451,2
Plíce nádech	0,293	0,303	-673,7	-682,7	-646,5	-667,8
Mozek	1,025	1,052	37,6	36,5	31,8	43,7
Voda	1	0,998	4,3	-1,3	-49,0	-45,1
Vzduch	0,001	0,001	-941,1	-971,6	-893,9	-934,8
Prs	0,973	0,987	-33,1	–	-35,6	–
Vnitřní kost	1,156	1,206	298,7	–	234,4	–
CaCO <sub>3</sub> 50 %	1,463	1,56	818,9	–	794,5	–
Játra	1,053	1,08	63,8	–	3,9	–
Titan	3,74	4,51	–	–	3071,0	3071,0
Nerezová ocel	6,73	8	–	–	3071,0	3071,0



Obr. 6-4: Grafické znázornění rozdílu naměřených hodnot HU na CT *GE LightSpeed RT 16* pro jednotlivé materiály insertů s přidáním kovy (E) v modulu hlavy (H), z toho HE, v závislosti na čtyřech různých parametrech.



Obr. 6-5: Porovnání kalibračních křivek vytvořených ze dvou maximálně odlišných naměřených souborů dat na CT *GE LightSpeed RT 16* pro standardní materiály insertů. Parametry uvažovány pro výběr dat byly: poloha, elektrické množství, modul hlavy/těla.

### 6.1.3 TomoTherapy

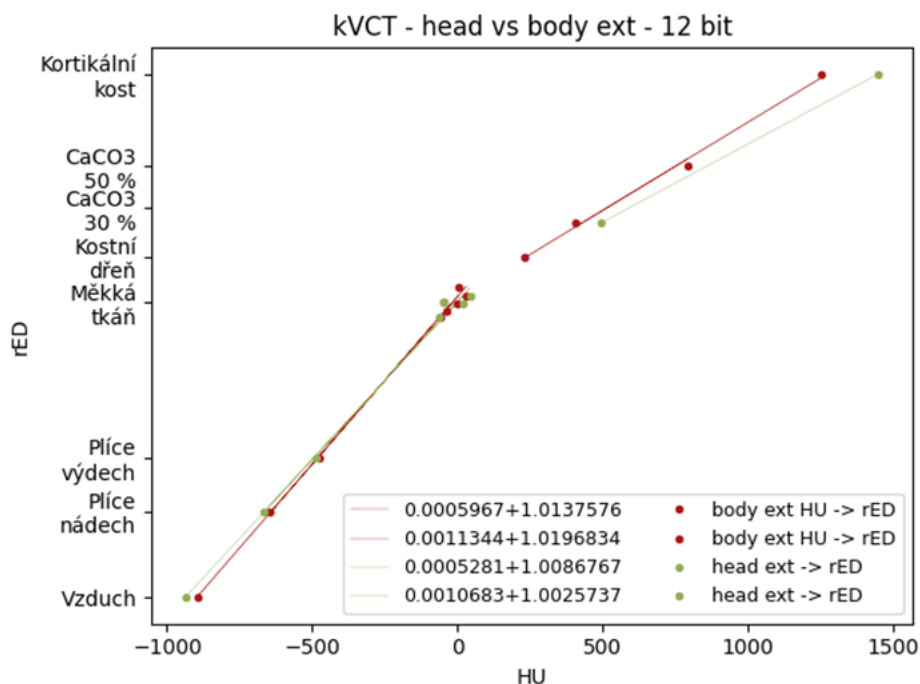
Výsledky z TOMO MVCT sloužily v této práci hlavně pro porovnání hodnot HU mezi kvCT snímky a MVCT snímky. Nebyly použity pro vyhodnocení dopadu změn HU na dozimetrii TPS ani nebyly nijak vyhodnocovány na odchylky. viz příloha Tab. P-7.

### 6.1.4 Siemens Somatom Force

CT *Siemens Somatom Force* bylo v porovnání s přechozími dvěma CT zařízeními méně náchylné na odchylky v hodnotách HU způsobené snímkováním modulu hlavy a modulu těla a přidáním kovových insertů do FOV. Vliv napětí na tomto CT byl v porovnání s CT *GE LightSpeed RT 16* naopak vyšší. Citlivost určení hodnot HU na použitém elektrickém množství není možné porovnat, protože nebyla provedena potřebná měření.

Hodnoty HU pro vytvoření komparativních kalibračních křivek pro modul těla a modul hlavy při použití standardních a kovových insertů byla volena hlavně s uvažováním vlivu napětí.

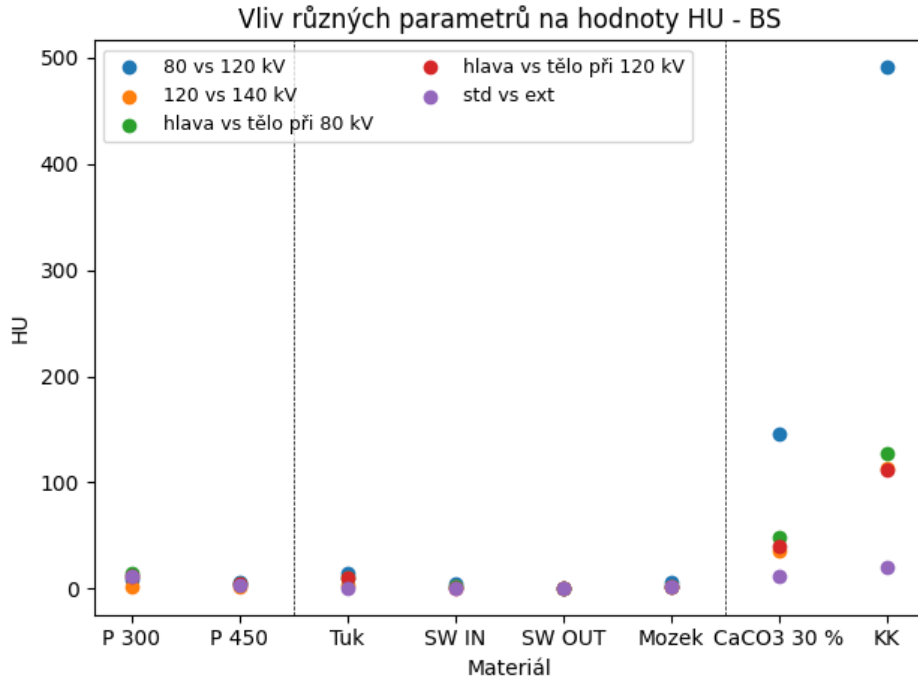
Vliv jednotlivých činitelů majících vliv na naměřené hodnoty HU vybraných insertů je vidět na Obr. 6-7 a číselné vyjádření je uvedeno v Tab. 6-5. Na Obr. 6-8 a jsou potom vidět komparativní kalibrační křivky naměřených hodnot HU pro standardní a kovové materiály insertů. Jim příslušné číselné hodnoty jsou uvedeny v Tab. 6-3. Surová data z měření jsou uvedena v příloze Tab. P-8 až Tab. P-11.



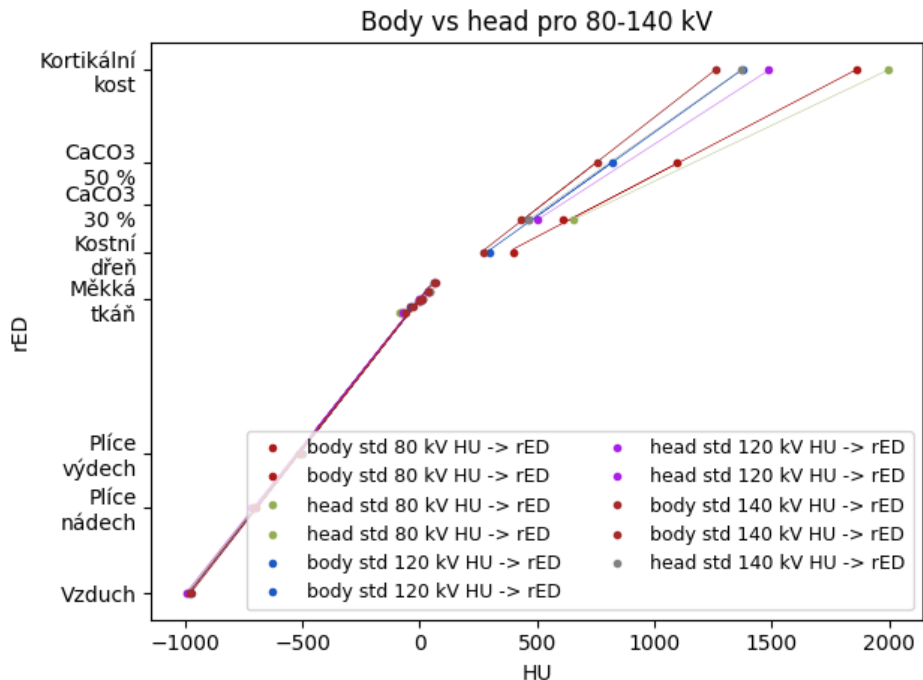
Obr. 6-6: Porovnání kalibračních křivek vytvořených ze dvou maximálně odlišných naměřených souborů dat na CT *GE LightSpeed RT 16* pro kovové materiály insertů. Parametry uvažované pro výběr dat byly: poloha, elektrické množství, modul hlavy/těla, přítomnost kovů. Hodnoty HU naměřené pro kovy uvedené v Tab. 6-4 nebyly do kalibračních křivek uvažovány, protože neodpovídají skutečnosti a při jejich započítání by došlo ke zkreslení kal. křivky.

Tab. 6-5: Průměrné hodnoty odchylek naměřené na CT *Siemens Somatom Force* význačných materiálů insertů pro různé činitele mající vliv na hodnoty HU, kde SW znamená *Solid Water*, 80 / 120 kV je rozdíl HU pro napětí 80 a 120 kV, to stejné potom platí pro 120 / 140 kV. Hlava x tělo znamená rozdíl hodnot naměřených v modulu těla a hlavy. Std x kovy znamená rozdíl hodnot HU po přidání kovů do FOV. Proškrtnutá políčka nebylo možné určit.

<i>Siemens</i>	rED	80 / 120 kV	120 / 140 kV	Hlava x tělo při 80 kV	Hlava x tělo při 120 kV	Std x kovy
Plíce nádech	0,293	8,3	2,4	14,7	11,7	11,5
Plíce výdech	0,476	5,5	2,5	4,6	4,6	3,9
Tuk	0,951	14,2	2,9	10,7	9,9	0,8
SW IN	0,995	4,8	1,8	1,9	0,5	--
SW OUT	0,995	1,1	0,3	--	--	--
Mozek	1,025	6,3	2,1	1,7	2,4	1,8
CaCO3 30 %	1,269	146,2	36,0	47,8	39,4	12,2
Kort. kost	1,775	491,7	114,0	127,3	112,4	20,0



Obr. 6-7: Grafické znázornění rozdílu naměřených hodnot HU na Siemens Somatom Force pro jednotlivé materiály standardních (S) insertů v modulu těla (B), z toho potom BS, v závislosti na čtyřech různých parametrech.



Obr. 6-8: Porovnání kalibračních křivek vytvořených ze dvou maximálně odlišných naměřených souborů dat na CT Siemens Somatom Force pro standardní materiály insertů. Parametry uvažované pro výběr dat byly: poloha, elektrické množství, modul hlavy/těla.



Tab. 6-6: Soubory HU-rED/PD příslušné kalibračním křivkám vytvořeným pro CT *Siemens Somatom Force*. Hodnoty souborů byly vybrány tak, aby mezi sebou sloupce modulu hlavy a modulu těla měly co největší rozdíly. Uvedené hodnoty byly použity pro vytvoření kalibračních křivek na Obr. 6-8.

Inserty	ED	PD	Hodnoty HU naměřené se standardními inserty					
			80 kV		120 kV		140 kV	
			Modul těla	Modul hlavy	Modul těla	Modul hlavy	Modul těla	Modul hlavy
CaCO <sub>3</sub> 30 %	1,269	1,333	612,3	660,2	466,2	505,5	430,2	468,0
Plíce výdech	0,476	0,492	-502,2	-506,8	-507,7	-512,3	-510,1	-512,4
Tuková tkáň	0,951	0,962	-76,6	-87,3	-62,4	-72,2	-59,5	-68,3
<i>Solid water</i>	0,995	1,019	1870,4	2,2	-0,6	-0,2	-2,5	-1,8
Kort. kost	1,775	1,924	-695,1	1997,7	1378,8	1491,1	1264,8	1371,0
Plíce nádech	0,293	0,303	44,9	-709,8	-703,4	-715,1	-705,8	-716,7
Mozek	1,025	1,052	11,0	43,2	38,6	36,3	36,6	33,7
Voda	1	0,998	-972,2	2,6	9,2	0,8	9,3	-0,4
Vzduch	0,001	0,001	-40,4	0,7	-977,8	-995,3	-980,1	-994,0
Prs	0,973	0,987	401,9	-991,9	-31,6	–	-30,0	
Vnitřní kost	1,156	1,206	1102,3	–	299,0	–	272,8	
CaCO <sub>3</sub> 50 %	1,463	1,56	4,2	–	825,5		758,8	
Játra	1,053	1,08	69,0	–	64,7		63,0	
Titan	3,74	4,51		–				
Nerezová ocel	6,73	8		–				

## 6.2 Dozimetrie TPS

V této kapitole jsou uvedena data vyhodnocující dopad odchylek HU na dozimetrii TPS a citlivost různých výpočetních algoritmů (v této práci zatím RT a MC) pro všechny soubory hodnot HU-rED/PD uvedeny v podkapitole 6.1.

### 6.2.1 PTV v nosohltanu

Zhodnocení rozdílů v dozimetrii způsobené odchylkami v HU souborech pro plán 2 Gy s PTV v nosohltanu jsou uvedeny v Tab. 6-8, resp. 6-9 pro hodnoty určené pomocí výpočetního algoritmu *RayTracing*, resp. Monte Carlo. V Tab. 6-7 jsou pro příklad klinických standardů uvedeny *constraints* na OAR v oblasti hlavy, které byly převzaty z FNKV v Praze.

### 6.2.2 PTV v titanové endoprotéze

Rozdíly v dozimetrii způsobené odchylkami v HU souborech pro plán s PTV v TEP jsou uvedeny v příloze viz Tab. 3 a Tab. 4. Tab. 3 udává hodnoty určené pomocí výpočetního algoritmu *RayTracing* a v Tab. 4 jsou uvedeny výpočty pomocí MC algoritmu. Použité *constraints* uvedené pro příklad klinických standardů pro zohlednění toxicity na OAR v oblasti pánve byly převzaty z FNKV a jsou uvedeny v Tab. 6-8.

Tab. 6-7: *Constraints* ozáření jednotlivých OAR pro PTV v nosohltanu, kde  $D_n\%$  udává minimální dávku do  $n\%$  objemu OAR určované od nejvyšší dávky,  $D_{xcc}$  udává dávku na stejném principu jen za použití  $cm^3$ ,  $D_{max}$ , resp.  $D_{mean}$  udává maximální, resp. střední absorbovanou dávku.

		<i>Constraints</i> při 2 Gy na frakci (Gy)
Mozkový kmen	D100%	54
	D1-10cc	59
	Dmax	64
	Dmax	54
Chiasma opticum	Dmax	54
	Dmax	60
Příušní žlázy	Dmean	25
	Dmean	20
	Dmean	39
Mícha	Dmax	50
	Dmax	60

Tab. 6-10: *Constraints* ozáření jednotlivých OAR pro PTV v nosohltanu, kde  $D_n\%$  udává minimální dávku do  $n\%$  objemu OAR určované od nejvyšší dávky,  $D_{xcc}$  udává dávku na stejném principu jen za použití  $cm^3$ ,  $D_{max}$ , resp.  $D_{mean}$  udává maximální, resp. střední absorbovanou dávku.

		<i>Constraints</i> při dávce na frakci			
		2 Gy	2,5 Gy	3 Gy	4 Gy
Rektum	<50 %	V50Gy	V45Gy	V42Gy	V36Gy
	<35 %	V60Gy	V55Gy	V50Gy	V43Gy
	<25 %	V65Gy	V59Gy	V54Gy	V46Gy
	<20 %	V70Gy	V64Gy	V58Gy	V50Gy
	<5-10 %	V75Gy	V68Gy	V63Gy	V54Gy
	<60 %	V40Gy	V36Gy	V33Gy	V28Gy
	D15cc	70 Gy	64 Gy	58 Gy	50 Gy
	D2cc	75 Gy	68 Gy	63 Gy	54 Gy
Sigma	Dmax	70 Gy	64 Gy	58 Gy	50 Gy
Močový měchýř	<50 %	V65Gy	V59Gy	V54Gy	V46Gy
	<35 %	V70Gy	V64Gy	V58Gy	V50Gy
	<25 %	V75Gy	V68Gy	V63Gy	V54Gy
	<15 %	V80Gy	V73Gy	V67Gy	V57Gy
	D100%	65 Gy	59 Gy	49 Gy	35 Gy
Hlavice kyčelního kloubu	<10 %	V52Gy	—	V43Gy	V37Gy

Tab. 6-8: Rozdíly v dozimetrii TPS mezi dvěma soubory hodnot HU-rED/PD pro PTV v nosohltanu. Výpočet těchto hodnot byl proveden v TPS *MultiPlan* Za použití výpočetního algoritmu Monte Carlo. První řádek udává parametry akvizice, a z nich vycházející křivky, které byly porovnávány. Tyto parametry byly zvoleny z důvodu největších výsledných odchylek HU. V druhém řádku jsou potom uvedeny CT, z jejichž snímků byly kalibrační křivky vytvořeny, A – *Toshiba Aquilion 64*, B – *GE LightSpeed RT 16*, C – *Siemens Somatom Force*, druhé písmeno udává inserty použité při pořízení: s – standardní inserty, k – přidané kovové inserty, čísla udávají pořizující napětí v kV a třetí písmeno udává modul Hlavy nebo modul Těla. Index konformity CI byl pro všechna měření v rámci 1,19 až 1,22. Pro detailnější popis zvolených křivek viz podkapitola 5.4 a pro výpis použitých insertů viz Tab. 5-2.

Monte Carlo		Hlava vs tělo					80 vs 120 kV		120 vs 140 kV	
	TPS struktury	A120	B120	C80	C120	C140	CT	CH	CT	CH
Dávkové statistiky (cGy)	PTV min D	8,0	13,2	1,6	2,6	7,0	7,7	6,7	7,0	2,7
	PTV střední D	0,4	0,3	0,1	0,4	0,0	1,4	0,9	0,6	0,9
	PTV max D	1,6	3,7	1,5	0,1	0,8	1,3	0,1	0,8	0,1
	Celý objem min D	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	Celý objem stř. D	0,1	0,0	0,1	0,0	0,1	0,1	0,1	0,0	0,0
	Mozkový kmen max D	0,8	2,3	0,2	1,3	1,5	2,3	0,8	0,3	2,4
	Chiasma opticum max D	0,8	0,3	0,2	1,6	1,6	0,7	1,2	1,0	2,2
	Glandula parotis L stř. D	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0	0,1	0,2	0,1	0,0
	Glandula parotis P stř. D	0,0	0,0	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,1	0,2
	Mícha max D	0,6	0,7	1,3	0,6	0,6	0,8	1,1	0,2	0,2
	Pokrytí PTV (%)	0,5	0,9	0,5	0,3	0,2	0,2	0,3	0,2	0,3
Zasažený objem (mm <sup>3</sup> )	Objem 240 cGy	955,0	222,0	660,0	548,0	304,0	2578,0	1370,0	1069,0	1921,0
	Objem 200 cGy	769,0	642,0	156,0	999,0	10,0	2627,0	1472,0	725,0	1734,0
	Objem 110 cGy	1476,0	271,0	152,0	930,0	210,0	2298,0	1216,0	1015,0	2155,0
	Mozkový kmen	15,0	5,0	13,0	2,0	2,0	2,0	13,0	19,0	19,0
	Chiasma opticum	16,0	5,0	5,0	10,0	7,0	7,0	2,0	15,0	2,0
	Glandula parotis L	66,0	67,0	14,0	26,0	17,0	66,0	106,0	28,0	19,0
	Glandula parotis P	40,0	10,0	19,0	32,0	33,0	87,0	138,0	41,0	42,0
	Mícha	17,0	10,0	27,0	7,0	10,0	50,0	30,0	22,0	5,0
Zasažený objem (%)	Objem 240 cGy	2,7	0,6	1,6	1,5	0,8	6,4	3,5	2,9	5,1
	Objem 200 cGy	0,7	0,5	0,1	0,8	0,0	2,2	1,2	0,6	1,4
	Objem 110 cGy	0,4	0,1	0,0	0,3	0,1	0,7	0,3	0,3	0,6
	Mozkový kmen	1,7	0,5	1,4	0,2	0,2	0,2	1,4	2,0	2,0
	Chiasma opticum	8,2	2,7	2,6	5,3	3,4	3,6	1,0	8,0	1,0
	Glandula parotis L	0,4	0,4	0,1	0,2	0,1	0,4	0,7	0,2	0,1
	Glandula parotis P	0,2	0,1	0,1	0,2	0,2	0,5	0,8	0,2	0,2
	Mícha	5,4	3,0	6,9	2,1	3,2	12,9	8,3	6,5	1,5

Tab. 6-9: Rozdíly v dozimetrii TPS mezi dvěma soubory hodnot HU-rED/PD pro PTV v nosohltanu. Výpočet těchto hodnot byl proveden v TPS *MultiPlan* Za použití výpočetního algoritmu *RayTracing*. První řádek udává parametry akvizice, a z nich vycházející křivky, které byly porovnávány. Tyto parametry byly zvoleny z důvodu největších výsledných odchylek HU. V druhém řádku jsou potom uvedeny CT, z jejichž dat byly kalibrační křivky vytvořeny, A – *Toshiba Aquilion 64*, B – *GE LightSpeed RT 16*, C – *Siemens Somatom Force*, druhé písmeno udává inserty použité při pořízení: s – standardní inserty, k – přidané kovové inserty, čísla udávají pořizující napětí v kV a třetí písmeno udává modul Hlavy nebo modul Těla. Index konformity CI byl pro všechna měření roven 1,24. Pro detailnější popis zvolených křivek viz podkapitola 5.4 a pro výpis použitých insertů viz Tab. 5-2.

<i>RayTracing</i>		Hlava vs tělo					80 vs 120 kV		120 vs 140 kV	
	TPS struktury	A120	B120	C80	C120	C140	CT	CH	CT	CH
Dávkové statistiky (cGy)	PTV min D	0,5	0,3	0,3	0,4	0,2	0,7	0,6	0,3	0,4
	PTV střední D	0,8	0,6	0,3	0,5	0,3	1,4	1,2	0,5	0,7
	PTV max D	1,0	0,9	0,5	0,8	0,5	2,1	1,8	0,7	1,0
	Celý objem min D	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	Celý objem stř. D	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0	0,1	0,1	0,0	0,1
	Mozkový kmen max D	0,7	0,7	0,3	0,5	0,3	1,5	1,3	0,5	0,7
	Chiasma opticum max D	0,2	0,1	0,1	0,1	0,0	0,2	0,2	0,1	0,1
	Glandula parotis L stř. D	0,1	0,1	0,0	0,1	0,0	0,2	0,1	0,0	0,1
	Glandula parotis P stř. D	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,3	0,3	0,1	0,1
	Mícha max D	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,4	0,4	0,1	0,2
Pokrytí PTV (%)	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,1	0,0	0,0	
Zasažený objem (mm <sup>3</sup> )	Objem 240 cGy	1546,0	1212,0	685,0	1089,0	511,0	2717,0	2313,0	858,0	1436,0
	Objem 200 cGy	1146,0	951,0	584,0	862,0	477,0	2193,0	1915,0	751,0	1136,0
	Objem 110 cGy	1193,0	969,0	577,0	833,0	490,0	2311,0	2055,0	752,0	1095,0
	Mozkový kmen	8,0	9,0	3,0	8,0	6,0	20,0	15,0	8,0	10,0
	Chiasma opticum	6,0	2,0	3,0	1,0	2,0	3,0	5,0	0,0	3,0
	Glandula parotis L	87,0	48,0	24,0	39,0	21,0	99,0	84,0	36,0	54,0
	Glandula parotis P	81,0	56,0	31,0	47,0	24,0	131,0	115,0	43,0	66,0
	Mícha	13,0	10,0	7,0	9,0	6,0	28,0	26,0	8,0	11,0
Zasažený objem (%)	Objem 240 cGy	3,2	2,5	1,4	2,3	1,1	5,4	4,5	1,8	2,9
	Objem 200 cGy	0,9	0,7	0,4	0,7	0,4	1,6	1,4	0,6	0,9
	Objem 110 cGy	0,3	0,3	0,2	0,2	0,1	0,6	0,6	0,2	0,3
	Mozkový kmen	0,8	0,9	0,3	0,8	0,6	2,0	1,5	0,8	1,0
	Chiasma opticum	2,5	0,8	1,2	0,4	0,8	1,2	2,0	0,0	1,2
	Glandula parotis L	0,5	0,3	0,1	0,2	0,1	0,6	0,5	0,2	0,3
	Glandula parotis P	0,4	0,3	0,2	0,3	0,1	0,7	0,6	0,2	0,4
	Mícha	2,4	1,8	1,2	1,6	1,1	4,9	4,5	1,5	2,0

Tab. 6-11: Rozdíly v dozimetrii TPS mezi dvěma soubory hodnot HU-rED/PD pro PTV v TEP. Výpočet těchto hodnot byl proveden v TPS *MultiPlan* Za použití výpočetního algoritmu Monte Carlo. První řádek udává, jaké parametry pořízení byly porovnávány. Tyto křivky byly zvoleny z důvodu vykazování největších odchylek HU. V druhém řádku jsou potom uvedeny CT, z jejichž snímků byly kalibrační křivky vytvořeny, A, B, C slouží k určení použitého CT: A – *Toshiba Aquilion 64*, B – *GE LightSpeed RT 16*, C – *Siemens Somatom Force*, druhé písmeno udává inserty použité při pořízení: s – standardní inserty, k – přidané kovové inserty, čísla udávají pořizující napětí v kV a třetí písmeno udává modul Hlavy nebo modul Těla. Index konformity CI byl pro všechna měření v rámci 1,69 až 1,77. Pro detailnější popis zvolených křivek viz podkapitola 5.4 a pro výpis použitých insertů viz Tab. 5-2.

Monte Carlo		Hlava vs tělo				120 vs 140 kV	
Typ dat	TPS struktury	Ak120	Bk120	Cs120	Cs140	CsT	CsH
Dávkové statistiky (cGy)	PTV min D	19,3	4,3	5,8	23,4	5,3	12,3
	PTV střední D	19,7	22,6	9,6	12,1	6,6	28,3
	PTV max D	10,3	10,6	13,2	40,5	16,3	70,0
	Celý objem min D	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	Celý objem stř. D	1,1	1,0	0,2	0,5	0,2	0,9
	Sigmoideum max D	65,6	4,5	13,4	19,2	30,0	62,5
	Močový měchýř max D	7,6	25,9	11,7	30,9	31,1	50,4
	Hlavice femuru stř. D	1,1	1,0	1,1	0,6	1,9	2,3
	Rektum stř. D	7,8	7,4	4,2	2,7	2,6	9,5
	Střevní klíčky max D	27,7	49,2	39,3	25,2	9,5	4,7
	Pokrytí PTV (%)	0,2	0,4	0,1	0,3	0,1	0,4
Zasažený objem (mm <sup>3</sup> )	Celý objem 15 Gy	6968,0	6380,0	2587,0	6103,0	1049,0	9739,0
	Celý objem 10 Gy	13417,0	10099,0	2596,0	11032,0	137,0	13765,0
	Sigmoideum 10 Gy	598,0	602,0	40,0	87,0	127,0	174,0
	Rektum 15 Gy	364,0	406,0	121,0	284,0	105,0	510,0
	Rektum 10 Gy	1194,0	1491,0	494,0	522,0	554,0	1570,0
	Střevní klíčky 20 Gy	5,0	60,0	67,0	139,0	82,0	124,0
	Střevní klíčky 15 Gy	21,0	38,0	169,0	456,0	148,0	477,0
	Močový měchýř 15 Gy	201,0	158,0	50,0	152,0	84,0	118,0
Zasažený objem (%)	Celý objem 15 Gy	0,7	0,6	0,3	0,6	0,1	0,9
	Celý objem 10 Gy	0,7	0,5	0,1	0,6	0,0	0,7
	Sigmoideum 10 Gy	11,8	13,1	0,8	1,7	2,4	3,3
	Rektum 15 Gy	9,5	10,9	3,0	7,3	2,6	12,3
	Rektum 10 Gy	2,9	3,7	1,2	1,3	1,3	3,7
	Střevní klíčky 20 Gy	0,1	1,7	1,9	3,9	2,4	3,5
	Střevní klíčky 15 Gy	0,1	0,3	1,2	3,1	1,0	3,3
	Močový měchýř 15 Gy	4,8	3,8	1,2	3,6	2,0	2,8

Tab. 6-12: Rozdíly v dozimetrii TPS mezi dvěma soubory hodnot HU-rED/PD pro PTV v TEP. Výpočet těchto hodnot byl proveden v TPS *MultiPlan* Za použití výpočetního algoritmu RayTracing. První řádek udává, jaké parametry, a z nich vycházející křivky, pořízení byly porovnávány. Tyto parametry byly zvoleny z důvodu vykazování největších odchylek HU. V druhém řádku jsou potom uvedeny CT, z jejichž snímků byly kalibrační křivky vytvořeny, A, B, C slouží k určení použitého CT: A – *Toshiba Aquilion 64*, B – *GE LightSpeed RT 16*, C – *Siemens Somatom Force*, druhé písmeno udává inserty použité při pořízení: s – standardní inserty, k – přidané kovové inserty, čísla udávají pořizující napětí v kV a třetí písmeno udává modul Hlavy nebo modul Těla. Index konformity CI byl pro všechna měření v rámci 1,67 až 1,68. Pro detailnější popis zvolených křivek viz podkapitola 5.4 a pro výpis použitých insertů viz Tab. 5-2.

<i>RayTracing</i>		Hlava vs tělo				120 vs 140 kV	
Typ dat	TPS struktury	Ak120	Bk120	Cs120	Cs140	CsT	CsH
Dávkové statistiky (cGy)	PTV min D	8,7	8,6	3,7	0,2	3,5	7,0
	PTV střední D	20,6	23,2	7,7	1,3	9,0	15,4
	PTV max D	15,4	10,6	0,8	8,9	0,1	8,1
	Celý objem min D	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	Celý objem stř. D	0,8	0,8	0,2	0,0	0,3	0,4
	Sigmoideum max D	2,6	0,8	0,8	5,2	1,3	3,1
	Močový měchýř max D	12,3	9,6	3,2	2,6	3,0	8,9
	Hlavice femuru stř. D	1,4	1,8	0,6	0,3	0,8	1,0
	Rektum stř. D	6,0	6,6	2,5	0,6	2,5	4,4
	Střevní klíčky max D	7,9	4,0	2,3	6,3	1,4	2,7
	Pokrytí PTV (%)	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Zasažený objem (mm <sup>3</sup> )	Celý objem 15 Gy	6427,0	6078,0	986,0	1468,0	1408,0	3862,0
	Celý objem 10 Gy	10710,0	10077,0	1012,0	3144,0	2001,0	6157,0
	Sigmoideum 10 Gy	227,0	207,0	14,0	64,0	38,0	116,0
	Rektum 15 Gy	291,0	304,0	105,0	38,0	65,0	208,0
	Rektum 10 Gy	1112,0	1209,0	450,0	133,0	454,0	771,0
	Střevní klíčky 20 Gy	63,0	16,0	28,0	69,0	21,0	20,0
	Střevní klíčky 15 Gy	120,0	39,0	58,0	164,0	38,0	68,0
	Močový měchýř 15 Gy	128,0	95,0	16,0	52,0	16,0	84,0
Zasažený objem (%)	Celý objem 15 Gy	0,6	0,5	0,1	0,1	0,1	0,3
	Celý objem 10 Gy	0,5	0,5	0,0	0,1	0,1	0,3
	Sigmoideum 10 Gy	2,7	2,4	0,2	0,8	0,4	1,4
	Rektum 15 Gy	5,6	5,8	1,9	0,7	1,2	3,8
	Rektum 10 Gy	2,3	2,5	0,9	0,3	0,9	1,6
	Střevní klíčky 20 Gy	1,5	0,4	0,6	1,5	0,5	0,5
	Střevní klíčky 15 Gy	0,7	0,2	0,3	0,9	0,2	0,4
	Močový měchýř 15 Gy	2,6	1,9	0,3	1,0	0,3	1,6

## 6.3 Diskuse

### 6.3.1 Porovnání výsledků s uvedenými zdroji

Při srovnání výsledných odchylek vlivem parametrů pořízení snímků, viz 6.1, se závěry uvedenými v [12], [25], [33], [34], [35], [36] jsme dospěli ke shodě. V článku [14] byl pozorován vliv geometrie fantomu na hodnoty vysoko densitních insertů. Opět jsme dospěli ke stejnému výsledku, tedy že získané hodnoty HU jsou nižší, pokud se v okolí pozorovaného insertu nachází jiné materiály. Rozdíl tím vyšší, pokud mají tyto materiály vysokou hustotu. V článku [22] byl zkoumán vliv kovů na hodnoty HU, ovšem jen z úhlu pohledu přítomnosti artefaktů, tedy vliv na hodnoty HU bez uvážení artefaktů nebyl rozebrán. Žádný z citovaných článků nepozoroval hodnoty HU získané v modulu hlavy proti HU získaným v modulu těla ani změny vlivem 12 bit proti 16 bit nebo vlivem polohy insertu v FOV.

Srovnáním výsledků z TPS, viz 6.2, s články uvedenými v 4.2, jsme, stejně jako při měření odchylek HU, dospěli ke stejným závěrům. Tedy hlavně, že k výrazným změnám dochází při srovnání dozimetrie plánů vypočtených za použití kalibračních křivek pořízených na 80 a 120 kV. Protože žádný z článků nezkoumal vliv modulu hlavy, nejsou k dispozici ani příslušná data z TPS.

### 6.3.2 Postup měření

V této podružené podkapitole budou diskutovány rozhodnutí při plánování měření a zpracování dat a také podmínky měření, které mohly mít dopad na finální výsledky:

- Snímkování fantomu – Volba polohy insertů ve fantomu byla úmyslně, i přes doporučení v příslušném návodu, zvolena tak, jak je uvedeno na Obr. 5-2, Obr. 1, Obr. 2 a Obr.3. Bylo tomu tak, aby rozložení insertů v rámci možností co nejvíce simulovalo tělo pacienta v oblasti pánve. Získané hodnoty HU potom více reflektovali případy, ke kterým může dojít v praxi. Toto rozmístění, tedy vysoko-densitní inserty blízko u sebe, vedlo k podpoření vzniku artefaktů a všeobecně vyšší hustotě (takže nižším HU) ve spodní části fantomu.
- Výběr z naměřených hodnot HU pro tvorbu komparativních kalibračních křivek – Takto provedený výběr (viz 5.2) nevede k nejvyššímu možnému rozdílu mezi jednotlivými inserty, protože chování měkké tkáně nešlo přesně určit. Nicméně chování kostí a nízko-denzitních materiálů bylo jasné, ale hlavně dominantní pro sklon lineárních prokladů, takže jim byl výběr přizpůsoben. Nicméně vzhledem k individuálním algoritmům (odlišným od bilineárního prokladu) použitým pro proklad v TPS, tato metoda nemusela být nejvhodnější a mohl jsem tím v důsledku snížit získané odchylky v hodnotách HU.
- Různé polohy při určování vlivu elektrického množství – V Tab. 6-1, Tab. 6-3 a Tab. 6-5 jsou určeny odchylky HU vlivem elektrického množství. I přesto, že jsem se při kvantifikování vlivu tohoto parametru snažil minimalizovat vliv polohy na určené hodnoty, nešlo toho dosáhnout kompletně. Je to důsledkem toho, že vliv polohy při

různých elektrických množstvích pro různé inserty nebyl stejný, a tak výsledky nejsou nezávislé na poloze.

- CT snímek použitý pro vyhodnocování dozimetrie TPS – Pro výpočet dávky v *MultiPlan* byly použity série pořízené na lokálním CT v Ostravě. Protože hodnoty HU jsou odlišné pro každé CT (viz 3.2.3), rozdíly pro porovnávaných kalibračních křivek, které byly pořízené na CT v Praze, uvedené v kapitole 6.2 mohou být lehce nižší, případně vyšší, vzhledem k „posunu“ na křivkách k vyšším nebo nižším HU, a tedy většímu nebo menšímu rozdílu mezi dvěma křivkami. Tento vliv by ovšem měl být minimální. Na druhou stranu se nedá s jistotou určit, že je toto jediný možný vliv použití 3-D modelu vytvořeného na jiném CT zařízení, než na jaké byly vytvořeny křivky.
- Efektivní elektrické množství – Veškeré hodnoty elektrického množství, které byly uvedené v rámci této práce, nezapočítávaly vliv PF. Efektivní elektrické množství tedy bylo vyšší. Nicméně PF byl pro všechna měření, ze kterých byly vytvářeny kalibrační křivky, nastaven na hodnotě 0,9 a jeho vliv na elektrické množství tedy nebyl tak markantní.

### 6.3.3 Výsledky

Odůvodnění odchylek způsobených změnou parametrů pořízení a jiných činitelů:

- Napětí – Přímý vliv napětí na hodnoty HU je způsoben lepší prostupností fotonů látkou při vyšších energiích. S rostoucím napětí tedy hodnoty HU klesají.
- Elektrické množství – Z provedených měření si nejsme jisti, proč má elektrické množství vliv na naměřené HU. Ač v dostupné literatuře bylo dosaženo srovnatelných výsledků nikde není uvedeno žádné odůvodnění tohoto jevu.
- Poloha insertu v FOV – Přes množství provedených měření nejsme schopni určit, co změnu HU způsobuje.
- Akviziční FOV – Potřebná měření pro podloženou diskuzi této veličiny nebyla provedena, ovšem v informacích od výrobců bylo uvedeno, že při změně FOV, například na FOV přiřazené protokolu pro snímky hlavy, dochází ke změně filtrace svazku.
- Materiál insertů (standardní a kovy) – Změny v HU způsobené přidáním kovových insertů dok fantomu jsou nejspíše do jisté míry způsobené tvrdnutím svazku. Data z CT *Toshiba* a *GE LightSpeed RT 16*, tento názor podporují. V měřeních na CT *Siemens Somatom Force* byly všechny série fantomu s kovovými inserty pořízené s použitím iMAR, tedy vykazují jiné chování.
- Modul hlavy vs modul těla – Nižší hodnoty HU naměřené v modulu těla v porovnání s HU v modulu hlavy jsou dle mého názoru způsobené tvrdnutím svazku, ke kterému dochází při průchodu větším objemem modulu těla.

Získané výsledky pro variability hodnot HU v závislosti na různých parametrech potenciálně naznačují, že vytvoření dedikované CT kalibrační křivky pro skenování oblasti hlavy by mohlo být prospěšně jak z hlediska dozimetrického, tak diagnostického. Byla by možnost využít nižšího akvizičního napětí a dosáhnout tak lepších kvalit pro účely konturingu.



Z výsledků získaných při určování citlivosti výpočetních algoritmů na změny kalibračních křivek vyplývá, že výpočetní algoritmus *RayTracing* vykazuje značně menší citlivost na různé kalibrační křivky. Určení klinického dopadu rozdílů v dozimetrii TPS nebylo cílem této práce, jen určení citlivosti jednotlivých algoritmů.

## 7 Závěr

V bakalářské práci byl studován vliv akvizičních parametrů CT a dalších faktorů při použití dedikovaného denzitního fantomu na CT kalibrační křivku radioterapeutického plánovacího systému. Studovanými parametry byly: napětí, elektrické množství, poloha insertů v FOV, rekonstrukční FOV (eFOV, sFOV 30×30 a 50×50), materiál insertů (standardní a kovy), 12 bit CT vs 16 bit CT, modul hlavy vs modul těla. Porovnáním naměřených hodnot HU pro inserty fantomu za studovaných podmínek bylo zjištěno, že se vzhledem k jednotlivým faktorům chovají následovně:

- Napětí – Největší nárůst HU byl pozorován na CT *Siemens Somatom Force*, kde byla změna až o 34 % při porovnání hodnot získaných ze sérií pořízených na 80 a 120 kV.
- Modul hlavy vs modul těla – Při srovnání HU naměřených v modulu těla s těmi naměřenými v modulu hlavy byl získán rozdíl až 15 % (pro CT *GE LightSpeed RT 16*). Hodnoty HU naměřené v modulu hlavy byly vyšší.
- Materiál insertů (standardní a kovy) – Po přidání kovových insertů do denzitního fantomu došlo k poklesu HU všech insertů. Pokles byl v mezích 4 %.
- Elektrické množství – Vliv elektrického množství na HU byl na všech třech studovaných CT v rámci 1 %. Tato hodnota byla získána při srovnání 100 a 400 mAs
- Poloha insertů v FOV – Vzhledem k poloze insertů se naměřené HU nemění o více než 1 %
- Rekonstrukční FOV – Byl pozorován minimální dopad na HU.
- 12 bit vs 16 bit – Byl pozorován minimální dopad na HU

Při srovnání s dostupnými zdroji, zabývajícími se obdobnou problematikou, bylo v této práci dosaženo obdobných výsledků.

Dále byly z měřených dat zkonstruovány, resp. vybrány CT kalibrační křivky, tak aby se co nejvíce lišili, ale zároveň byly postavené na skutečně změřených statisticky významných hodnotách HU z fantomového měření, které nebylo v rozporu s manuálem výrobce fantomu ani radioterapeutického plánovacího systému. Pomocí souboru těchto experimentálních CT kalibračních křivek byla zahájena studie citlivosti algoritmů pro výpočet dávkové distribuce, a to porovnáním parametrů dávkových distribucí pro 2 klinicky reprezentativní experimentální radioterapeutické plány (PTV v oblasti nosohltanu při 2 Gy na frakci a PTV v oblasti hlavice titanové endoprotézy při 3 Gy na frakci) a 2 algoritmy pro výpočet dávky (Monte Carlo a *RayTracing* v *TPS MultiPlan*). Z této studie vyplynuly následující výsledky:

- Monte Carlo pro PTV v oblasti nosohltanu – Změna CT kalibrační křivky měla z hlediska dávkových veličin největší dopad pro minimální absorbované dávky v PTV, kde dosahovala až 8 % (při srovnání křivek pořízených na modulu těla a hlavy). Změny v pokrytí PTV nepřesahovaly 1 %. Relativní změna zasaženého objemu OAR byla běžně okolo 1-3 % s maximální hodnotou při srovnání křivek pořízených při napětích 80 a 120 kV, kde dosahovala 13 % pro míchu. Index konformity se pohyboval v hodnotách 1,19-1,22.
- *RayTracing* pro PTV v oblasti nosohltanu – Změna CT kalibrační křivky neměla na výpočtené dávkové veličiny dopad vyšší než 1 %. Pokrytí PTV bylo téměř neměnné

a změna zasažené plochy OAR se běžně pohybovala kolem 1 %. Maxima bylo dosaženo při porovnání kalibračních křivek pořízených na napětí 80 a 120 kV, kde došlo pro míchu k relativní změně v zasaženém objemu o 5 %. Index konformity byl pro všechny případy roven 1,24.

- Monte Carlo pro PTV v oblasti TEP – Změna použité CT kalibrační křivky měla minimální vliv na hodnoty dávkových veličin, ve většině případů byly změny značně pod 1 %. Změny v pokrytí PTV nebyly větší než 0,5 %. Změna zasaženého objemu OAR se většinou pohybovala okolo 3 %. Maxima ve změně zasaženého objemu OAR bylo dosaženo v případě porovnávání křivek pořízených na modulu těla a modulu hlavy, kde byla změna pro sigmoideum až 13 %. Index konformity se pohyboval od 1,69 po 1,74.
- *RayTracing* pro PTV v oblasti TEP – Vliv změny CT kalibrační křivky byl pro dávkové veličiny i pokrytí PTV minimální. Změny v zasaženém objemu OAR byly v mezích 1-2 %. Maxima bylo dosaženo při srovnání křivek pořízených na modulu těla a modulu hlavy pro rektum, kde změny byly kolem 6 %.
- Algoritmus *RayTracing* v porovnání s Monte Carlo prokazuje nižší citlivost na změny v CT kalibračních křivkách.

Při porovnání získaných výsledků s studií, ve které se prováděla shodná pozorování jen pro výpočet byl použit algoritmus CCC jsou data srovnatelná.

Vzhledem k velkému množství naměřených dat a klinických aplikací navrhujeme pokračovat ve zpracování dat a celkově ve studii se zaměřením zejména na potřebu a význam použití CT kalibračních křivek v přítomnosti kovových materiálů a bitové hloubce 12 resp. 16 bitů. Studie citlivosti algoritmů pro výpočet dávky bude pokračovat zařazením algoritmu CCC (*Accuray, TomoTherapy TPS*) a AAA a Acuros (*Varian, Eclipse*).

## Reference

- [1] EBERT, Nadja, Falk TILLNER a Michael BAUMANN. Advances in Radiation Oncology. *Reference Module in Biomedical Sciences* [online]. Elsevier, 2018, 2018 [cit. 2021-11-19]. ISBN 9780128012383. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-801238-3.65428-4
- [2] KIM, Dong Wook, Kwangwoo PARK, Hojin KIM a Jinsung KIM. History of the Photon Beam Dose Calculation Algorithm in Radiation Treatment Planning System. *Progress in Medical Physics* [online]. 2020, **31**(3), 54-62 [cit. 2021-11-19]. ISSN 2508-4445. Dostupné z: doi:10.14316/pmp.2020.31.3.54
- [3] LU, Lanchun. Dose calculation algorithms in external beam photon radiation therapy. *International Journal of Cancer Therapy and Oncology* [online]. 2013, **1**(2) [cit. 2021-11-19]. ISSN 23304049. Dostupné z: doi:10.14319/ijcto.0102.5
- [4] OELKFE, Uwe a Christian SCHOLZ. Dose Calculation Algorithms. SCHLEGEL, Wolfgang, Thomas BORTFELD a Anca-Ligia GROSU, ed. *New Technologies in Radiation Oncology* [online]. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag, 2006, s. 187-196 [cit. 2021-11-19]. Medical Radiology. ISBN 3-540-00321-5. Dostupné z: doi:10.1007/3-540-29999-8\_15
- [5] DE MARTINO, Fortuna, Stefania CLEMENTE, Christian GRAEFF, Giuseppe PALMA a Laura CELLA. Dose Calculation Algorithms for External Radiation Therapy: An Overview for Practitioners. *Applied Sciences* [online]. 2021, **11**(15) [cit. 2021-11-19]. ISSN 2076-3417. Dostupné z: doi:10.3390/app11156806
- [6] *Varian Medical Systems, Inc.* [online]. California: Varian, ©1999-2021 [cit. 2021-11-19]. Dostupné z: <https://www.varian.com/>
- [7] CHEN, Wen-Zhou. Impact of dose calculation algorithm on radiation therapy. *World Journal of Radiology* [online]. 2014, **6**(11) [cit. 2021-11-19]. ISSN 1949-8470. Dostupné z: doi:10.4329/wjr.v6.i11.874
- [8] *Electron Density Phantom* [online]. Virginia: Computerized Imaging Reference Systems, ©2021 [cit. 2021-11-20]. Dostupné z: <https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/electron-density-phantom/>
- [9] *IMRT Thorax Phantom* [online]. Virginia: Computerized Imaging Reference Systems, ©2021 [cit. 2021-11-24]. Dostupné z: <https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/imrt-thorax-phantom/>
- [10] *Catphan® Phantoms* [online]. New York: The Phantom Laboratory, ©2021 [cit. 2021-11-20]. Dostupné z: <https://www.phantomlab.com/catphan-phantoms>
- [11] *Advanced Electron Density Phantom* [online]. Florida: Sun Nuclear Corporation, ©2021 [cit. 2021-11-20]. Dostupné z: <https://www.sunnuclear.com/products/advanced-electron-density-phantom>
- [12] DAVIS, Anne T, Antony L PALMER a Andrew NISBET. Can CT scan protocols used for radiotherapy treatment planning be adjusted to optimize image quality and patient dose? A systematic review. *The British Journal of Radiology* [online]. 2017, **90**(1076) [cit. 2021-11-25]. ISSN 0007-1285. Dostupné z: doi:10.1259/bjr.20160406

- [13] HURKMANS, Coen W, Jacques H BORGER, Bradley R PIETERS, Nicola S RUSSELL, Edwin P.M JANSEN a Ben J MIJNHEER. Variability in target volume delineation on CT scans of the breast. *International Journal of Radiation Oncology\*Biophysics\*Physics* [online]. 2001, 50(5), 1366-1372 [cit. 2021-11-25]. ISSN 03603016. Dostupné z: doi:10.1016/S0360-3016(01)01635-2
- [14] INNESS, Emma K., Vaughan MOUTRIE a Paul H. CHARLES. The dependence of computed tomography number to relative electron density conversion on phantom geometry and its impact on planned dose. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine* [online]. 2014, 37(2), 385-391 [cit. 2021-11-25]. ISSN 0158-9938. Dostupné z: doi:10.1007/s13246-014-0272-y
- [15] 990 poster Quality assurance of treatment planning systems — Practical examples for non-IMRT photon beams, ESTRO Booklet No. 7. *Radiotherapy and Oncology* [online]. 2004, 73, 56 [cit. 2021-11-27]. ISSN 01678140. Dostupné z: doi:10.1016/S0167-8140(04)82857-3
- [16] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques, TECDOC Series, 2008
- [17] KILBY, Warren, John SAGE a Vicki RABETT. Tolerance levels for quality assurance of electron density values generated from CT in radiotherapy treatment planning. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2002, 47(9), 1485-1492 [cit. 2021-11-27]. ISSN 00319155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/47/9/304
- [18] LANGEN, Katja M., Niko PAPANIKOLAOU, John BALOG, et al. QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148a). *Medical Physics* [online]. 2010, 37(9), 4817-4853 [cit. 2021-11-27]. ISSN 00942405. Dostupné z: doi:10.1118/1.3462971
- [19] RASBAND, Wayne. ImageJ [online]. USA: National Institutes of Health [cit. 2021-12-05]. Dostupné z: <https://imagej.nih.gov/ij/>
- [20] 3D Slicer [online]. [cit. 2021-12-05]. Dostupné z: <https://www.slicer.org/>
- [21] Fedorov A., Beichel R., Kalpathy-Cramer J., Finet J., Fillion-Robin J.-C., Pujol S., Bauer C., Jennings D., Fennessy F.M., Sonka M., Buatti J., Aylward S.R., Miller J.V., Pieper S., Kikinis R. 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging*. 2012 Nov;30(9):1323-41. PMID: 22770690. PMCID: PMC3466397.
- [22] BARRETT, Julia F. a Nicholas KEAT. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics* [online]. 2004, 24(6), 1679-1691 [cit. 2021-12-08]. ISSN 0271-5333. Dostupné z: doi:10.1148/rg.246045065
- [23] KRY, Stephen F., Vladimir FEYGELMAN, Peter BALTER, Tommy KNÖÖS, C.-M. CHARLIE MA, Michael SNYDER, Brian TONNER a Oleg N. VASSILIEV. AAPM Task Group 329: Reference dose specification for dose calculations. *Medical Physics* [online]. 2020, 47(3) [cit. 2021-12-17]. ISSN 0094-2405. Dostupné z: doi:10.1002/mp.13995

- [24] GOODENOUGH, David. *C a t p h a n® 700 Product Guide: CT or Hounsfield Numbers*. Greenwich: The Phantom Laboratory, ©2021.
- [25] TAASTI, Vicki T., Christian BÄUMER, Christina V. DAHLGREN, et al. Inter-centre variability of CT-based stopping-power prEDiction in particle therapy: Survey-based evaluation. *Physics and Imaging in Radiation Oncology* [online]. 2018, 6, 25-30 [cit. 2021-12-18]. ISSN 24056316. Dostupné z: doi:10.1016/j.phro.2018.04.006
- [26] THOMAS, S J. Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. *The British Journal of Radiology* [online]. 1999, 72(860), 781-786 [cit. 2022-01-06]. ISSN 0007-1285. Dostupné z: doi:10.1259/bjr.72.860.10624344
- [27] STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST. Doporučení zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii: CT simulátory a CT zařízení určená pro plánování v radioterapii. Praha, 2015.
- [28] RUTONJSKI, Laza, Borislava PETROVIĆ, Milutin BAUCAL, Milan TEODOROVIĆ, Ozren ČUDIĆ, Eduard GERSHKEVITSH a Joanna IZEWSKA. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems in Serbia: national audit. *Radiation Oncology* [online]. 2012, 7(1) [cit. 2021-12-19]. ISSN 1748-717X. Dostupné z: doi:10.1186/1748-717X-7-155
- [29] COZZI, Luca, Antonella FOGLIATA, Francesca BUFFA a Sabine BIERI. Dosimetric impact of computed tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy. *Radiotherapy and Oncology* [online]. 1998, 48(3), 335-338 [cit. 2021-12-19]. ISSN 01678140. Dostupné z: doi:10.1016/S0167-8140(98)00072-3
- [30] WEBB, S a A E NAHUM. A model for calculating tumour control probability in radiotherapy including the effects of inhomogeneous distributions of dose and clonogenic cell density. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 1993, 38(6), 653-666 [cit. 2021-12-18]. ISSN 0031-9155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/38/6/001
- [31] PAPANIKOLAOU, Nikos, Jerry J. BATTISTA a Arthur L. BOYER. AAPM Report No. 85: Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. Madison: Physical Medics Publishing, 2004. ISBN 1-888340-47-9.
- [32] Gammex Inc. *Advanced Electron Density Phantom: Model 1467*. Middleton: Sun Nuclear Corporation, ©2020.
- [33] AFIFI, Mohamed Bahaaeldin, A. ABDELRAZEK, Nashaat Ahmed DEIAB, A. I. ABD EL-HAFEZ a A. H. EL-FARRASH. The effects of CT x-ray tube voltage and current variations on the relative electron density (rED) and CT number conversion curves. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences* [online]. 2020, 13(1), 1-11 [cit. 2022-01-04]. ISSN 1687-8507. Dostupné z: doi:10.1080/16878507.2019.1693176
- [34] CHEUNG, Joey P., Erin SHUGARD, Nilesh MISTRY, Jean POULIOT a Josephine CHEN. Evaluating the impact of extended field-of-view CT reconstructions on CT values and dosimetric accuracy for radiation therapy. *Medical Physics* [online]. 2019, 46(2), 892-901 [cit. 2022-01-04]. ISSN 0094-2405. Dostupné z: doi:10.1002/mp.13299

[35] Mahur M, Gurjar OP, Grover RK, Negi PS, Sharma R, Singh A, Singh M. Evaluation of Effect of Different Computed Tomography Scanning Protocols on Hounsfield Unit and Its Impact on Dose Calculation by Treatment Planning System. Iran J Med Phys [online] 2017; 14: 149-154. [cit. 2022-01-09]. ISSN 2345-3672. Dostupné z: doi: 10.22038/IJMP.2017.21942.1207.

[36] VERGALASOVA, Irina, Michael MCKENNA, Ning Jeff YUE a Meral REYHAN. Impact of computed tomography (CT) reconstruction kernels on radiotherapy dose calculation. Journal of Applied Clinical Medical Physics [online]. 2020, 21(9), 178-186 [cit. 2022-01-14]. ISSN 1526-9914. Dostupné z: doi:10.1002/acm2.12994

[37] XIN-YE, Ni, Gao LIUGANG, Fang MINGMING a Lin TAO. Application of Metal Implant 16-Bit Imaging: New Technique in Radiotherapy. Technology in Cancer Research & Treatment [online]. 2017, 16(2), 188-194 [cit. 2022-01-13]. ISSN 1533-0346. Dostupné z: doi:10.1177/1533034616649530

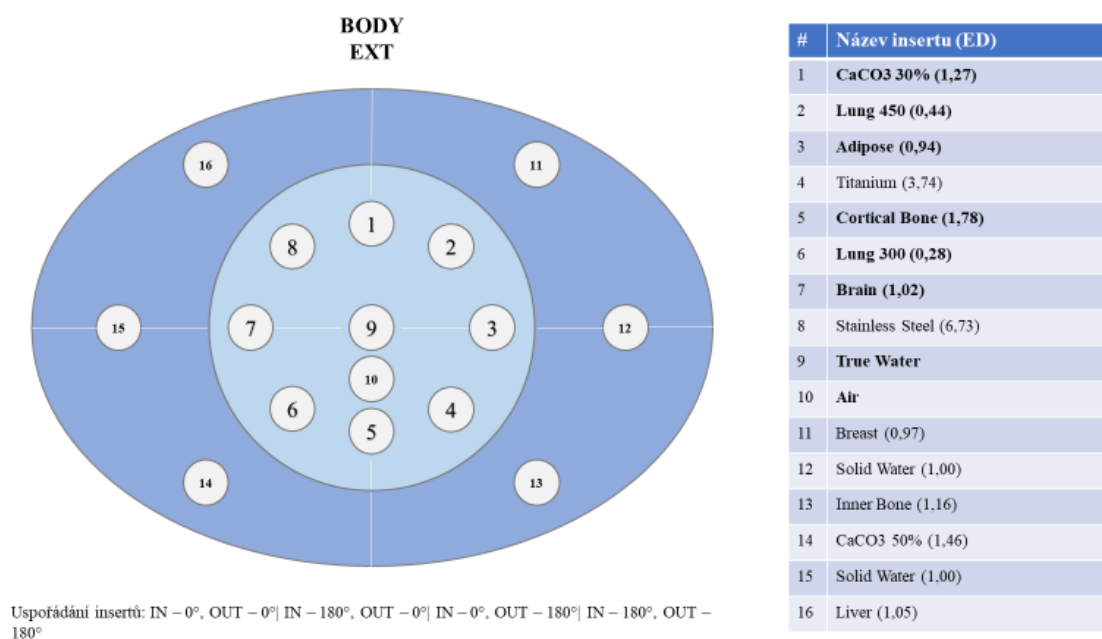
## Seznam použitých zkratek

AAA	--	<i>Anisotropic Analytical Algorithm</i>
AAPM	--	<i>The American Association of Physicists in Medicine</i>
BE	Modul těla s přidanými kovovými inserty	<i>Body Extended</i>
BS	Modul těla se standardními inserty	<i>Body Standard</i>
CBCT	--	<i>Cone-Beam Computed Tomography</i>
CCC	--	<i>Collapsed Cone Convolution</i>
CIRS	--	<i>Computerized Imaging Reference Systems</i>
CK	--	<i>CyberKnife</i>
CNR		<i>Contrast to Noise Ratio</i>
CT	Výpočetní tomografie	<i>Computed Tomography</i>
DTM	Dávka do látky	<i>Dose To Medium</i>
DTW	Dávka do vody	<i>Dose To Water</i>
DVH	Dávkově objemový histogram	<i>Dose-Volume Histogram</i>
eFOV	Prodloužené zorné pole	<i>Extended Field Of View</i>
ESTRO	--	<i>European Society for Radiation and Oncology</i>
FOV	Zorné pole	<i>Field Of View</i>
HE	Modul hlavy s přidanými kovovými inserty	<i>Head Extended</i>
HS	Modul hlavy se standardními inserty	<i>Head Standard</i>
HU	Hounsfieldovy jednotky	<i>Hounsfield Unit</i>
IAEA	Mezinárodní agentura pro atomovou energii	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICF	Korekční faktor na nehomogenity	<i>Inhomogeneity Correction Factor</i>
ICRU	--	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
iMAR	--	<i>Iterative Metal Artifacts rEDuction</i>
IMRT	--	<i>Intensity Modulated Radiation Therapy</i>

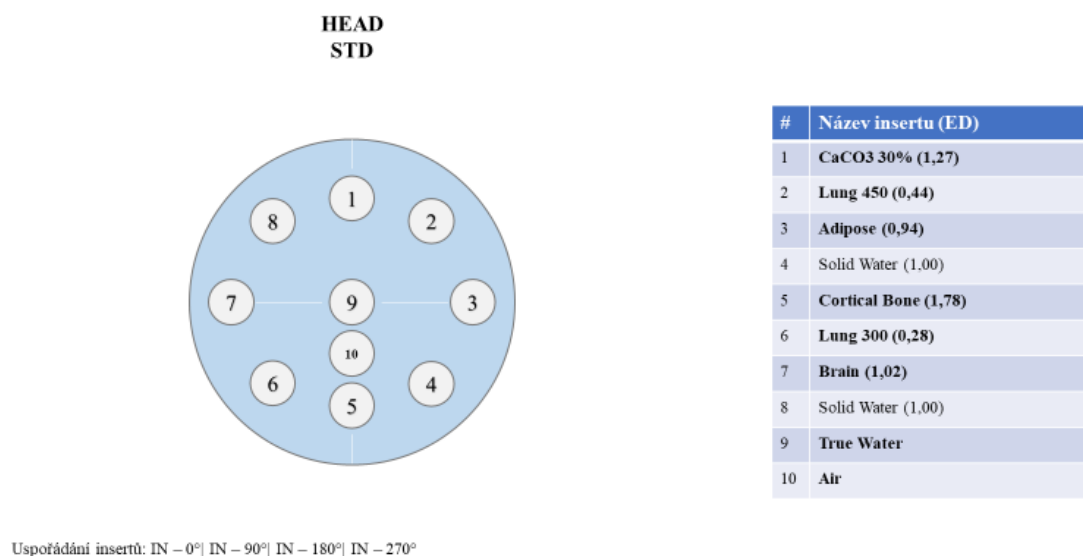


IPEM	--	<i>Institute of Physics and Engineering in Medicine</i>
kVCT	--	<i>Kilo Voltage Computed Tomography</i>
LBTE	Lineární Boltzmannova transportní rovnice	<i>Linear Boltzmann Transport Equation</i>
LINAC	Lineární urychlovač	<i>LINear ACcelerator</i>
MC	Monte Carlo	--
MVCT	--	<i>Mega Voltage Computed Tomography</i>
NTCP	Pravděpodobnost komplikace ve zdravé tkáni	<i>Normal Tissue Complication Probability</i>
OAR	Rizikové orgány	<i>Organs At Risk</i>
PBC	--	<i>Pencil-Beam Convolution</i>
PD	Fyzikální hustota	<i>Physical Density</i>
PF	Pitch faktor	<i>Pitch Factor</i>
PTV	Plánovací cílový objem	<i>Planning Target Volume</i>
PV	--	<i>Pixel Value</i>
QA	--	<i>Quality Assurance</i>
QC	--	<i>Quality Control</i>
rED	Relativní elektronová hustota	<i>Relative Electron Density</i>
ROI	Oblast zájmu	<i>Region Of Interest</i>
RS	Radioterapeutické struktury	<i>Radiotherapy Structures</i>
RT	Radiační terapie	<i>Radiation Therapy</i>
sFOV	Standardní zorné pole	<i>Standard Field Of View</i>
SNR	--	<i>Signal to Noise Ratio</i>
SÚJB	Státní Úřad pro Jadernou Bezpečnost	--
TCP	Pravděpodobnost kontroly tumoru	<i>Tumor Control Probability</i>
TEP	Titanová endoprotéza	<i>Titanium EndoProsthesis</i>
TERMA	Celková energie uvolněné na jednotku hmoty	<i>Total Energy Released per Unit MAss</i>
TOMO	Tomoterapie	<i>TOMOtherapy</i>
TPS	Terapeutický plánovací systém	<i>Treatment Planning System</i>

## Příloha

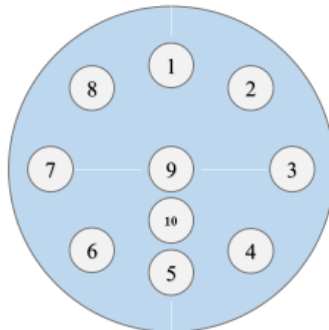


Obr. P-1: Schéma konfigurace insertů i s inserty kovů uvnitř kalibračního fantomu *GAMMEX Advanced Electron Density Phantom*



Obr. P-2: Schéma konfigurace standardních insertů v hlavovém modulu kalibračního fantomu *GAMMEX Advanced Electron Density Phantom*

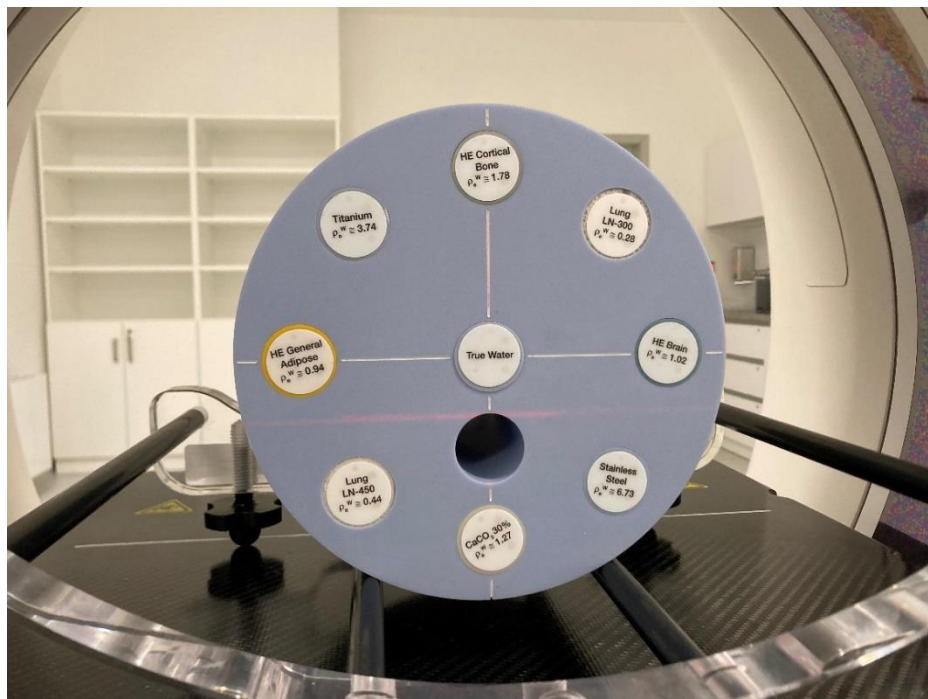
**HEAD  
EXT**



#	Název insertu (ED)
1	CaCO <sub>3</sub> 30% (1,27)
2	Lung 450 (0,44)
3	Adipose (0,94)
4	Titanium (3,74)
5	Cortical Bone (1,78)
6	Lung 300 (0,28)
7	Brain (1,02)
8	Stainless Steel (6,73)
9	True Water
10	Air

Uspořádání insertů: IN – 0° | IN – 90° | IN – 180° | IN – 270°

Obr. P-3: Schéma konfigurace insertů i s kovy uvnitř hlavové části kalibračního fantomu GAMMEX Advanced Electron Density Phantom



Obr. P-4: Modul hlavy fantomu *GAMMEX Advanced Electron Density Phantom* s kovovými inserty. Fotografie byla pořízena těsně před měřením.

Tab. P-1: Surová data z měření na CT Tohisba Aquilion 64 modulu těla se standardními inserty.

Modul těla se standardními inserty - Toshiba Aquilion 64										
	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s10	s11	
Série	400 mAs	200 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	
El. množství	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	
Napětí	0°;0°	0°;0°	0°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;180°	180°;180°	0°;180°	0°;180°	
Konfigurace										
<b>Insert</b>	<b>HU</b>	<b>StDev</b>	<b>HU</b>	<b>StDev</b>	<b>HU</b>	<b>StDev</b>	<b>HU</b>	<b>StDev</b>	<b>HU</b>	<b>StDev</b>
CaCO3 30 %	491	21	493	35	495	494	501	496	498	491
Plice výdech	-520	21	-521	29	-519	-516	-517	-515	-516	-522
Tuková tkáň	-74	19	-76	39	-71	-74	-74	-74	-70	-75
Solid water	-11	20	-10	31	-11	-14	-11	-14	-12	-10
Kort. Kost	1504	25	1505	39	1517	1495	1507	1492	1500	1503
Plice nádech	-707	37	-701	46	-707	-703	-712	-706	-707	-700
Mozek	24	22	22	34	28	24	28	24	23	24
Solid water	-14	22	-13	35	-11	-9	-9	-8	-10	-13
Voda	-3	22	-3	32	-6	-6	-3	-3	-1	-4
Vzduch	-963	17	-962	22	-967	-968	-967	-967	-969	-963
Prs	-53	16	-55	28	-55	-54	-58	-47	-46	-46
Solid water	-18	22	-14	37	-14	-14	-16	-15	-14	-18
Vnitřní kost	288	17	290	27	292	287	295	272	276	271
CaCO3 50 %	905	20	905	31	910	906	910	886	893	889
Solid water	-19	25	-19	37	-10	-15	-16	-16	-18	-18
Játra	39	18	39	33	45	39	39	48	45	48

Tab. P-2: Surová data ze skenování modulu těla po přidání kovových insertů na Toshiba Aquilion 64.

		Modul těla po přidání kovových insertů - Toshiba Aquilion 64								
Série	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s8		
El. množství	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs		
Napětí	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV		
Konfigurace	180°;180°	180°;180°	180°;0°	180°;0°	0°;0°	0°;0°	0°;180°	0°;180°		
<b>Insert</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>		
CaCO3 30 %	468	73	446	126	473	465	468	457	478	475
Plice výdech	-519	52	-519	88	-519	-524	-521	-521	-519	-518
Tuková tkáň	-72	54	-76	89	-67	-74	-67	-73	-64	-68
Titan	8020	625	8173	665	8005	8168	7823	8030	8166	8412
Kort. Kost	1470	41	1480	112	1462	1487	1469	1473	1460	1472
Plice nádech	-689	45	-693	85	-694	-696	-702	-705	-694	-695
Mozek	26	36	29	95	26	27	29	36	28	26
Nerez. ocel	15697	2444	16245	1990	16442	16290	16080	15980	15958	16112
Voda	-51	167	-65	266	-44	-65	-39	-58	-38	-54
Vzduch	-937	37	-934	88	-938	-935	-935	-937	-936	-939
Prs	-48	26	-48	90	-55	-61	-55	-55	-48	-48
<i>Solid water</i>	-15	55	-12	115	-21	-17	-18	-22	-18	-18
Vnitřní kost	233	98	226	155	249	245	252	236	228	215
CaCO3 50 %	880	66	873	100	890	891	893	887	878	873
<i>Solid water</i>	-22	64	-23	110	-18	-21	-20	-20	-24	-15
Játra	12	61	3	98	-1	-16	2	-17	17	-11

Tab. P-3: Surová data ze skenování modulu hlavy po přidání kovových insertů na *Toshiba Aquilion 64*.

Modul hlavy se standardními inserty - Toshiba Aquilion 64									
Série	s1	s2	s4	s5	s6	s7	s8	s9	
El. množství	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	
Napětí	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	
Konfigurace	90°;0°	90°;0°	180°;0°	180°;0°	270°;0°	270°;0°	0°;0°	0°;0°	
<b>Insert</b>	<b>HU</b>	<b>StDev</b>	<b>HU</b>	<b>StDev</b>	<b>HU</b>	<b>StDev</b>	<b>HU</b>	<b>StDev</b>	<b>HU</b>
CaCO3 30 %	483	6	501	7	481	7	481	7	481
Plice výdech	-528	6	-514	8	-526	8	-515	8	-526
Tuková tkáň	-98	4	-83	5	-93	5	-83	5	-97
<i>Solid water</i>	-20	4	-8	5	-19	5	-9	5	-22
Kort. Kost	1580	5	1594	10	1571	10	1589	10	1576
Plice nádech	-724	35	-705	40	-715	40	-702	40	-725
Mozek	12	5	25	6	12	6	27	6	12
<i>Solid water</i>	-22	4	-9	6	-23	6	-6	6	-20
Voda	-6	4	-3	7	-5	7	-2	7	-7
Vzduch	-1001	3	-998	6	-995	6	-991	6	-1000
Modul hlavy po předání kovových insertů									
CaCO3 30 %	472	16	495	19	485	19	501	19	479
Plice výdech	-528	15	-517	18	-521	18	-515	18	-523
Tuková tkáň	-91	8	-76	12	-94	12	-81	12	-93
Titan	7949	2451	7958	2464	8443	2464	8462	2464	8615
Kort. Kost	1543	8	1563	25	1557	25	1578	25	1547
Plice nádech	-714	35	-705	34	-721	34	-706	34	-721
Mozek	16	6	26	14	6	14	25	16	16
Nerez. ocel	17427	3322	17511	3467	15684	3467	15823	3467	16575
Voda	-46	192	-38	190	-50	190	-45	190	-46
Vzduch	-969	11	-960	20	-979	20	-978	20	-971

Tab. P-4: Surová data ze skenování modulu těla po přidání kovových insertů na GE LightSpeed RT 16.

Modul těla se standardními inserty - CT GE SpeedLight RT 16																
Serie	s1	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s8	s9	s10	eFOV				
El. množ.	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	400 mAs	400 mAs	400 mAs	400 mAs				
Napětí	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	140 kV	100 kV	80 kV	120 kV				
Konfigurace	0°;0°	0°;0°	0°;180°	0°;180°	180°;180°	180°;180°	180°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;0°				
<b>Insert</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>				
CaCO3 30 %	458	24	459	49	456	49	456	49	454	455	452	453	419	501	565	445
Plice výdech	-483	23	-485	42	-481	42	-483	42	-481	-483	-480	-479	-478	-475	-454	-486
Tuková tkáň	-59	27	-60	50	-59	50	-60	50	-60	-62	-62	-59	-53	-65	-74	-64
Solid water	3	25	-1	48	6	4	2	5	-1	5	5	5	7	5	2	-1
Kort. Kost	1323	33	1319	62	1326	62	1324	62	1333	1333	1338	1335	1218	1505	1694	1329
Plice nádech	-668	32	-668	48	-668	48	-670	48	-671	-671	-674	-672	-670	-666	-640	-676
Mozek	38	27	36	49	38	39	36	38	39	38	38	39	40	41	37	34
Solid water	6	24	5	47	5	7	4	7	7	7	7	6	8	5	4	1
Voda	7	26	4	46	7	4	7	6	6	6	4	7	12	6	11	4
Vzduch	-932	23	-933	39	-931	39	-932	39	-939	-943	-941	-939	-938	-932	-895	-939
Prs	-32	21	-32	49	-23	49	-22	49	-23	-22	-33	-33	-29	-38	-36	-40
Solid water	5	28	4	56	8	7	6	4	6	4	4	6	6	4	9	-4
Vnitřní kost	305	24	306	57	299	300	299	300	300	306	305	305	279	342	411	291
CaCO3 50 %	826	28	826	60	820	60	822	60	819	819	829	826	757	926	1078	814
Solid water	8	27	7	54	5	4	6	5	5	6	6	7	8	7	13	-1
Játro	64	21	65	52	72	73	71	73	73	65	64	64	64	65	71	57

Tab. P-5: Surová data ze skenování modulu těla po přidání kovových insertů na CT *GE LightSpeed RT 16*.

Modul těla po přidání kovových insertů - CT <i>GE LightSpeed RT 16</i>														
Serie	s1	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s8	s9	s10	eFOV		
El. množ.	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	400 mAs	400 mAs	400 mAs	400 mAs		
Napětí	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	80 kV	100 kV	140 kV	120 kV		
Konfigurace	0°;0°	0°;0°	0°;180°	0°;180°	180°;180°	180°;180°	180°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;0°		
<b>Insert</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>HU</b>	<b>HU</b>	<b>HU</b>	<b>HU</b>	<b>HU</b>	<b>HU</b>	<b>HU</b>		
CaCO3 30 %	431	30	419	48	420	405	420	406	410	390	493	445	385	402
Plice výdech	-471	22	-468	40	-466	-463	-475	-471	-471	-467	-437	-462	-471	-478
Tuková tkáň	-53	22	-56	40	-59	-62	-47	-50	-53	-57	-67	-59	-48	-58
Třan	3063	87	3026	287	3027	3027	3045	3043	3045	3043	3047	3050	3041	3056
Kort. Kost	1256	44	1210	58	1264	1224	1275	1232	1283	1244	1580	1426	1180	1276
Plice nádech	-645	31	-637	44	-647	-639	-644	-635	-646	-638	-599	-632	-651	-650
Mozek	32	50	27	58	43	41	35	29	44	40	48	43	43	38
Nerez. Ocel	3065	72	3056	197	3058	3055	3050	3047	3050	3048	3045	3051	3048	3070
Voda	-48	150	-55	148	-49	-58	-40	-50	-41	-49	-65	-51	-27	-46
Vzduch	-881	47	-865	56	-881	-866	-894	-884	-892	-882	-833	-872	-899	-893
OUT	-36	24	-35	45	-26	-24	-24	-21	-36	-37	-47	-43	-32	-44
<i>Solid water</i>	-2	24	-5	49	9	8	6	4	3	1	5	2	5	-7
Vnitřní kost	245	41	244	57	241	237	250	248	234	232	326	257	223	221
CaCO3 50 %	802	27	795	50	798	788	795	785	807	799	1044	900	741	794
<i>Solid water</i>	6	25	6	45	-4	-7	0	-3	4	3	3	2	7	-5
Játro	11	83	12	88	15	16	4	4	19	21	11	10	28	12



Tab. P-6: Surová data ze skenování modulu hlavy se standardními inserty a po přidání kovových insertů na *GE LightSpeed RT 16*.

Modul hlavy po přidání kovových insertů - CT <i>GE SpeedLight RT 16</i>												
Série	s1	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s8	s9	s10	eFOV
El. množ.	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	400 mAs	100 mAs	400 mAs	400 mAs	400 mAs	400 mAs
Napětí	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV	80 kV	100 kV	140 kV	120 kV
Konfigurace	0°;0°	0°;0°	0°;180°	0°;180°	180°;180°	180°;180°	180°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;0°
<b>Insert</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>
CaCO3 30 %	493	16	490	21	489	487	482	481	488	484	-67	-68
Plice výdech	-486	12	-486	15	-489	-489	-493	-492	-485	-486	3071	3071
Tuková tkáň	-63	9	-63	15	-73	-73	-61	-58	-63	-65	1887	1606
Titan	3071	0	3071	0	3011	3001	3071	3071	3071	3071	-644	-664
Kort. Kost	1437	35	1429	38	1451	1445	1451	1441	1443	1437	39	26
Plice nádech	-674	32	-677	38	-662	3001	-668	-669	-672	-674	3071	3071
Mozek	40	11	38	17	44	41	40	39	29	30	633	533
Nerez., Ocel	3071	0	3071	0	3071	3071	2982	2987	3071	3071	-459	-478
Voda	-68	227	-73	226	-45	-47	-61	-126	-121	-125	-69	-61
Vzduch	-935	37	-936	41	-942	-943	-937	-937	-941	-941	-906	-925
Modul hlavy se standardními inserty - CT <i>GE SpeedLight RT 16</i>												
CaCO3 30 %	508	13	508	13	508	505	482	476	511	508	668	564
Plice výdech	-501	13	-501	13	-497	-498	-468	-468	-498	-499	-484	-496
Tuková tkáň	-73	11	-73	11	-70	-72	-70	-73	-72	-72	-80	-78
<i>Solid water</i>	2	11	2	11	5	3	5	2	2	1	11	3
Kort. Kost	1490	31	1490	31	1496	1492	1499	1495	1496	1474	1994	1679
Plice nádech	-698	40	-698	40	-699	-699	-702	-703	-683	-684	-670	-679
Mozek	35	10	35	10	37	36	35	34	35	34	45	36
<i>Solid water</i>	1	10	1	10	2	2	4	2	4	3	13	4
Voda	-4	12	-4	12	-23	-18	-1	-3	-6	-87	0	-9
Vzduch	-977	12	-977	12	-972	-972	-978	-979	-972	-973	-961	-968

Tab. P-7: Surová data ze skenování modulu těla po přidání kovových insertů na GE LightSpeed RT 16 a ze skenování standardních insertů na MVCT TOMO.

Série	Modul těla s kovovými inserty 16 bit – CT GE SpeedLight RT 16								Modul těla se standardními inserty – MVCT TOMO				
	s7	s8	s9	s10	eFOV	s1	s2	s3	s4				
El. mm./ Tloušťka žezu	400 mAs	100 mAs	400 mAs	400 mAs	400 mAs	3 mm	1 mm	1 mm	3 mm				
Napětí	120 kV	120 kV	100 kV	80 kV	120 kV	6000 kV	6000 kV	6000 kV	6000 kV				
Konfigurace	180°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;0°	180°;0°				
<b>Insert</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>	<b>StdDev</b>	<b>HU</b>				
CaCO3 30 %	415	48	392	73	451	481	407	243	45	244	44	244	246
Plice výdech	-474	25	-470	44	-467	-435	-481	-486	43	-484	44	-483	-482
Tuková tkáň	-53	31	-59	43	-61	-67	-58	-61	48	-63	47	-61	-58
Titan	6611	194	5973	669	7709	6823	3047	-18	45	-20	44	4779	4779
Kort. Kost	1249	130	1211	133	1375	1511	1231	696	46	695	47	697	697
Plice nádech	-645	30	-638	44	-633	-592	-648	-667	44	-669	46	-669	-668
Mozek	46	25	39	40	47	51	40	-1	46	0	47	3	4
Nerez. ocel	11053	1242	8753	2155	10444	7100	3048	-19	43	-21	43	2338	2338
Voda	-30	146	-42	147	-42	-57	-33	-29	75	-30	74	-28	-27
Vzduch	-854	110	-838	123	-827	-779	-851	-923	51	-924	52	-18	-18
Prs	-32	22	-35	40	-43	-40	-39	-52	33	-55	34	-53	-51
Solid water	7	31	1	47	6	5	-3	-39	38	-38	37	-40	-38
Vnitřní kost	247	59	249	66	276	332	231	127	35	128	35	124	122
CaCO3 50 %	803	29	793	55	894	1025	788	427	38	426	37	426	426
Solid water	7	21	7	48	2	5	-3	-13	38	-12	37	-13	-12
Játro	14	55	14	64	5	5	9	33	36	34	35	31	31

Tab. P-8: Surová data ze skenování modulu těla se standardními inserty na *Siemens Somatom Force*.

Modul těla se standardními inserty - Siemens Somatom Force												
	k2 - 120 kV				k2 - 70 kV		k2 - 80 kV		k2 - 90 kV		k2 - 100 kV	
	eFOV		Br40		eFOV	Br40	eFOV	Br40	eFOV	Br40	eFOV	Br40
Insert	HU	StdDev	HU	StdDev	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU
CaCO3 30 %	465	25	466	28	694	694	612	612	556	557	518	519
Plíce výdech	-508	15	-508	15	-501	-500	-502	-502	-504	-504	-507	-506
Tuková tkáň	-63	11	-62	12	-80	-79	-77	-77	-73	-72	-70	-68
Solid water	-2	11	-1	11	-28	-28	2	4	-6	-4	-3	-2
Kort. Kost	1374	32	1379	29	2069	2078	1864	1870	1683	1689	1552	1558
Plíce nádech	-704	45	-703	47	-686	-686	-695	-695	-699	-699	-702	-701
Mozek	37	11	39	11	48	50	43	45	40	41	38	39
Solid water	0	11	2	11	7	9	3	4	1	2	0	1
Voda	8	11	9	12	14	16	9	11	8	9	7	9
Vzduch	-978	12	-978	12	-965	-964	-973	-972	-972	-972	-976	-975
Prs	-32	10	-32	10	-44	-43	-41	-40	-38	-37	-36	-36
Solid water	2	11	3	11	3	4	3	5	3	4	1	3
Vnitřní kost	296	11	299	11	461	464	398	402	362	365	333	336
CaCO3 50 %	821	12	825	12	1227	1231	1098	1102	999	1003	924	928
Solid water	2	9	4	9	5	7	3	4	3	4	3	4
Játra	64	9	65	9	71	72	68	69	66	67	65	66
	k2 - 110 kV				k2 - 130 kV		k2 - 140 kV		k2 - 150 kV		k1 - 120 kV	
	eFOV		Br40		eFOV	Br40	eFOV	Br40	eFOV	Br40	eFOV	Br40
Insert	HU	StdDev	HU	StdDev	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU
CaCO3 30 %	489	25	489	29	446	446	429	430	416	417	1371	1372
Plíce výdech	-506	16	-506	16	-509	-509	-510	-510	-510	-510	-706	-706
Tuková tkáň	-65	13	-64	13	-62	-61	-60	-59	-60	-59	36	38
Solid water	-2	12	-1	13	-3	-1	-4	-2	-3	-2	0	3
Kort. Kost	1450	34	1455	31	1311	1316	1260	1265	1217	1222	466	469
Plíce nádech	-702	45	-701	47	-705	-705	-706	-706	-706	-706	-504	-504
Mozek	38	12	39	12	36	37	35	37	35	36	-63	-62
Solid water	1	12	2	13	0	1	-1	0	-2	-1	1	2
Voda	8	13	10	13	7	9	7	9	7	9	8	10
Vzduch	-975	14	-975	14	-979	-979	-980	-980	-981	-980	-985	-984
Prs	-34	10	-33	10	-31	-30	-30	-30	-30	-29	-33	-32
Solid water	2	12	4	12	2	3	2	3	1	3	2	4
Vnitřní kost	312	13	316	13	282	285	269	273	260	264	295	298
CaCO3 50 %	866	14	870	14	784	789	754	759	730	734	822	826
Solid water	2	11	3	11	2	4	2	3	2	4	3	4
Játra	64	9	65	9	63	64	62	63	62	63	64	64

Tab. P-9: Surová data ze skenování modulu hlavy se standardními inserty na CT *Siemens Somatom Force*.

Modul hlavy se standardními inserty – Siemens Somatom Force												
Insert	k2 - 120 kV				k2 - 70 kV		k2 - 80 kV		k2 - 90 kV		k2 - 100 kV	
	eFOV		Br40		eFOV	Br40	eFOV	Br40	eFOV	Br40	eFOV	Br40
	HU	StdDev	HU	StdDev	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU
CaCO3 30 %	504	5	506	5	746	748	658	660	601	602	559	561
Pľíce výdech	-512	9	-512	10	-504	-505	-506	-507	-508	-509	-509	-510
Tuková tkáň	-73	3	-72	3	-95	-95	-88	-87	-82	-81	-79	-78
<i>Solid water</i>	-1	3	0	3	4	5	1	2	0	0	-1	0
Kort. Kost	1487	17	1491	20	2271	2276	1994	1998	1808	1812	1670	1674
Pľíce nádech	-715	22	-715	22	-709	-708	-710	-710	-713	-713	-713	-713
Mozek	35	4	36	4	46	47	42	43	39	39	37	38
<i>Solid water</i>	-1	3	0	3	3	4	2	3	1	1	-1	0
Voda	0	5	1	5	2	3	1	1	0	0	-1	0
Vzduch	-995	5	-995	6	-990	-990	-991	-992	-991	-992	-992	-993
Insert	k2 - 110 kV				k2 - 130 kV		k2 - 140 kV		k2 - 150 kV		k1 - 120 kV	
	eFOV		Br40		eFOV	Br40	eFOV	Br40	eFOV	Br40	eFOV	Br40
	HU	StdDev	HU	StdDev	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU
CaCO3 30 %	529	5	531	5	483	485	467	468	452	454	513	514
Pľíce výdech	-511	10	-511	10	-512	-512	-511	-512	-512	-513	-519	-518
Tuková tkáň	-75	3	-75	3	-71	-71	-69	-68	-68	-68	-73	-73
<i>Solid water</i>	0	4	1	4	-2	-1	-3	-2	-2	-1	0	1
Kort. Kost	1570	18	1574	21	1419	1423	1368	1371	1321	1324	1511	1513
Pľíce nádech	-715	22	-715	22	-715	-715	-716	-717	-715	-716	-726	-726
Mozek	36	4	37	4	33	35	33	34	32	34	36	36
<i>Solid water</i>	-1	3	0	3	-1	0	-1	0	-1	-1	0	0
Voda	-1	5	0	5	0	0	-1	0	-1	0	1	2
Vzduch	-993	6	-993	7	-995	-995	-993	-994	-993	-994	-1012	-1011

Tab. P-10: Surová data ze skenování modulu těla po přidání kovových insertů na CT Siemens Somatom Force.

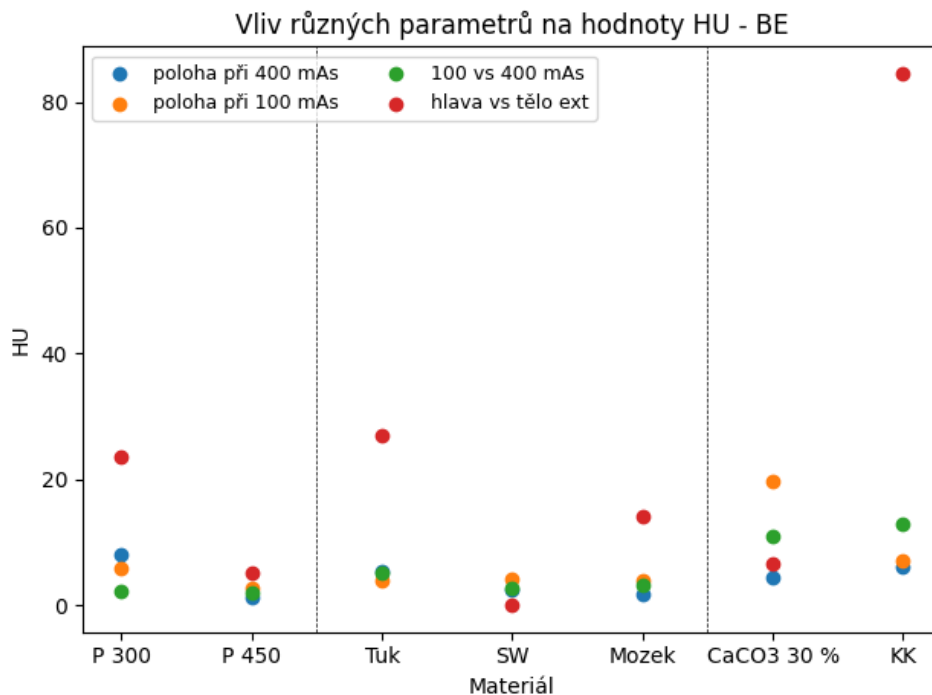
Modul těla po přidání kovových insertů – Siemens Somatom Force												
	k2 - 120 kV				k2 - 70 kV		k2 - 80 kV		k2 - 90 kV		k2 - 100 kV	
	eFOV		Br40		eFOV	Br40	eFOV	Br40	eFOV	Br40	eFOV	Br40
Insert	HU	StdDev	HU	StdDev	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU
CaCO3 30 %	478	19	478	19	700	701	625	626	571	572	532	532
Plíce výdech	-512	27	-512	25	-499	-497	-506	-505	-510	-509	-513	-512
Tuková tkáň	-63	16	-62	16	-83	-82	-75	-73	-71	-69	-68	-67
Titan	3070	1	3070	3	3069	3068	3070	3070	3070	3070	3070	3070
Kort. Kost	1394	35	1399	37	2127	2132	1885	1890	1709	1714	1581	1585
Plíce nádech	-717	43	-715	44	-703	-700	-712	-709	-715	-712	-717	-714
Mozek	35	16	37	16	44	46	40	42	37	39	36	38
Nerez. Ocel	3069	2	3069	2	3068	3068	3069	3069	3069	3069	3069	3069
Voda	5	17	11	19	7	15	6	15	6	14	5	12
Solid water	8	17	9	17	13	14	10	11	8	9	6	7
Prs	-29	12	-29	12	-41	-40	-37	-36	-35	-34	-33	-32
Solid water	0	13	2	14	-2	1	0	2	0	2	-1	2
Vnitřní kost	290	23	295	22	446	454	393	399	358	364	327	332
CaCO3 50 %	835	20	838	19	1253	1257	1112	1116	1011	1015	937	941
Solid water	1	13	3	14	1	4	2	4	1	3	2	4
Játra	62	12	63	14	68	68	66	66	65	65	63	63
	k2 - 110 kV				k2 - 130 kV		k2 - 140 kV		k2 - 150 kV		k1 - 120 kV	
	eFOV		Br40		eFOV	Br40	eFOV	Br40	eFOV	Br40	eFOV	Br40
Insert	HU	StdDev	HU	StdDev	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU
CaCO3 30 %	—	—	—	—	459	460	444	444	430	430	478	481
Plíce výdech	—	—	—	—	-514	-514	-515	-514	-515	-514	-512	-510
Tuková tkáň	—	—	—	—	-60	-59	-59	-58	-58	-57	-62	-60
Titan	—	—	—	—	3070	3070	3070	3070	3070	3069	3069	3069
Kort. Kost	—	—	—	—	1332	1336	1278	1282	1237	1240	1394	1395
Plíce nádech	—	—	—	—	-720	-717	-720	-717	-720	-718	-715	-714
Mozek	—	—	—	—	34	36	32	34	32	34	35	36
Nerez. Ocel	—	—	—	—	3069	3069	3069	3069	3069	3069	3070	3070
Voda	—	—	—	—	5	10	5	9	5	9	5	11
Solid water	—	—	—	—	7	8	7	8	7	8	3	4
Prs	—	—	—	—	-28	-28	-29	-28	-27	-27	-32	-31
Solid water	—	—	—	—	1	3	0	3	1	3	2	4
Vnitřní kost	—	—	—	—	277	281	264	269	256	261	290	296
CaCO3 50 %	—	—	—	—	798	802	767	771	742	746	835	839
Solid water	—	—	—	—	2	4	1	3	1	3	0	3
Játra	—	—	—	—	62	63	60	62	60	61	62	63

Tab. P-11: Surová data ze skenování modulu hlavy po přidání kovových insertů na Siemens Somatom Force.

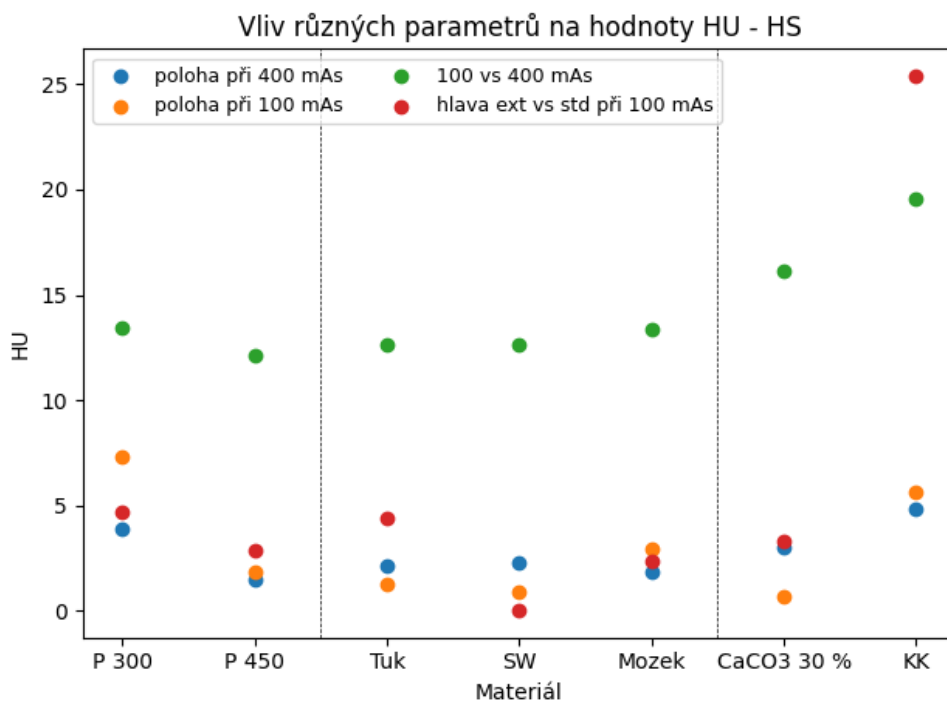
Modul hlavy po přidání kovových insertů – Siemens Somatom Force												
k2 - 120 kV												
eFOV      Br40      eFOV/Br40      eFOV/Br40      eFOV/Br40      eFOV/Br40												
Insert	HU	StdDev	HU	StdDev	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU
CaCO3 30 %	511	8	513	8	756	758	669	671	609	611	567	569
Plice výdech	-515	24	-515	23	-506	-506	-508	-509	-511	-511	-512	-512
Tuková tkáň	-70	3	-70	4	-92	-92	-84	-84	-80	-80	-76	-76
Nerez. Ocel	3070	1	3071	1	3069	3070	3069	3070	3070	3070	3070	3070
Kort. Kost	1500	17	1501	18	2294	2295	2014	2014	1825	1825	1686	1687
Plice nádech	-716	26	-716	27	-710	-710	-712	-712	-714	-714	-715	-714
Mozek	33	4	33	4	44	44	40	40	36	36	34	35
Titan	3070	1	3070	1	3069	3068	3069	3069	3069	3069	3069	3070
Voda	1	7	7	11	5	17	5	16	3	13	2	11
Solid water	-5	8	-6	9	-2	-4	-3	-5	-5	-7	-6	-7

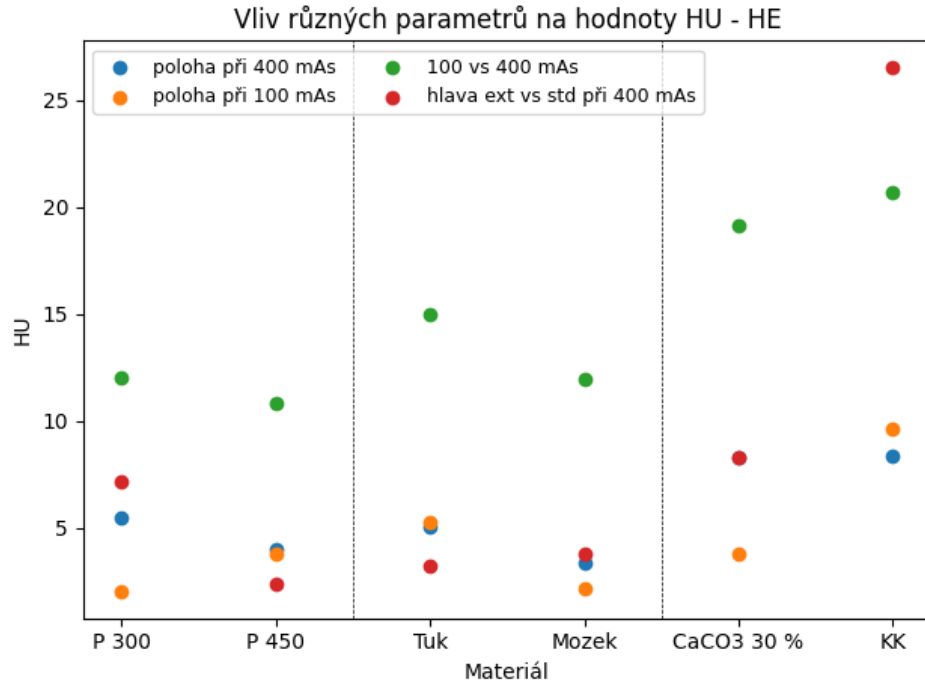
k2 - 110 kV												
k2 - 130 kV												
k2 - 140 kV												
k2 - 150 kV												
k1 - 120 kV												
eFOV      Br40      eFOV/Br40      eFOV/Br40      eFOV/Br40      eFOV/Br40												
Insert	HU	StdDev	HU	StdDev	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU	HU
CaCO3 30 %	537	8	539	8	490	492	473	475	460	461	513	514
Plice výdech	-514	24	-514	22	-515	-515	-516	-516	-516	-516	-514	-514
Tuková tkáň	-72	4	-72	4	-68	-68	-67	-67	-65	-65	-70	-70
Nerez. Ocel	3070	1	3071	1	3070	3071	3070	3071	3070	3071	3070	3070
Kort. Kost	1586	19	1586	20	1434	1435	1378	1379	1332	1333	1504	1506
Plice nádech	-716	26	-715	27	-717	-717	-717	-717	-716	-716	-718	-718
Mozek	35	4	35	4	33	33	31	32	31	31	33	33
Titan	3070	1	3070	1	3070	3070	3070	3070	3070	3070	3070	3054
Voda	2	9	9	13	1	6	0	5	-1	4	2	7
Solid water	-4	9	-6	9	-4	-5	-5	-6	-5	-6	-6	-6



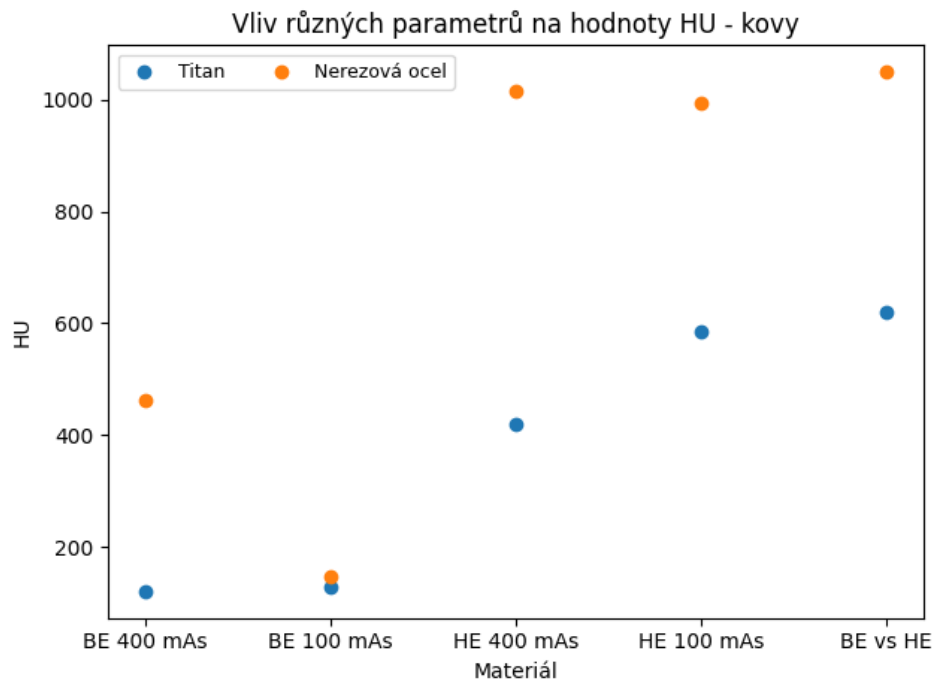
Obr. P-5: Grafické znázornění rozdílu naměřených hodnot HU při skenování modulu těla na Toshiba Aquilion 64 pro jednotlivé materiály standardních insertů po přidání kovů v závislosti na elektrickém množství, poloze a skenovaném modulu, kde P 300, resp. 450 je zkratkou pro plíce nádech, resp. výdech, SW znamená *Solid Water* a KK je zkratka pro kortikální kost.



Obr. P-6: Grafické znázornění rozdílu naměřených hodnot HU při skenování modulu hlavy na Toshiba Aquilion 64 pro jednotlivé materiály standardních insertů v závislosti na čtyřech různých parametrech pořízení, kde P 300, resp. 450 je zkratkou pro plíce nádech, resp. výdech, SW znamená *Solid Water* a KK je zkratka pro kortikální kost.

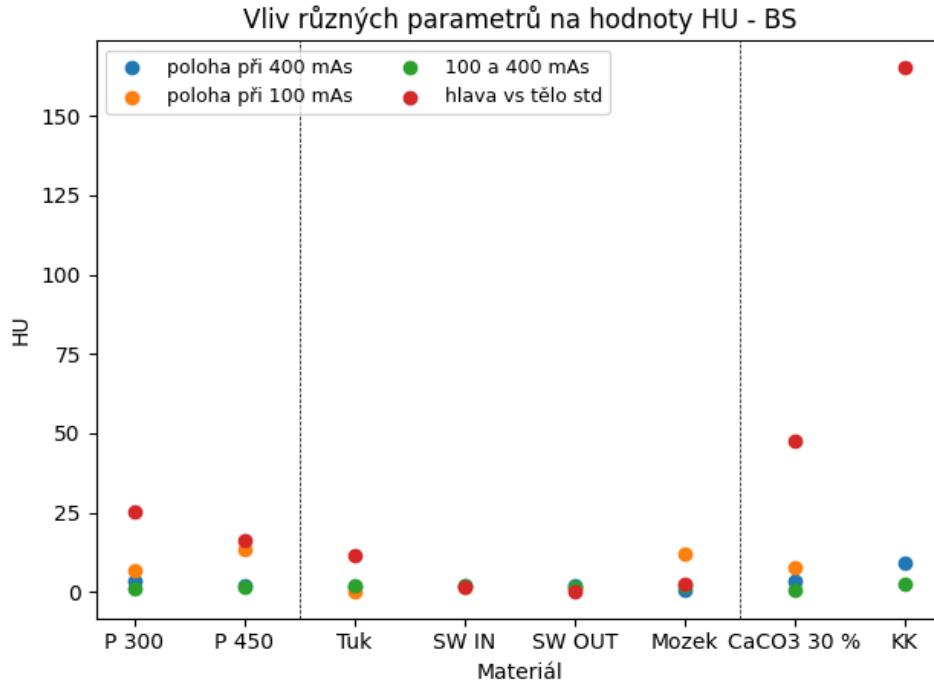


Obr. P-7: Grafické znázornění rozdílu naměřených hodnot HU při skenování modulu hlavy na *Toshiba Aquilion 64* pro jednotlivé materiály standardních insertů po přidání kovů v závislosti na čtyřech různých parametrech pořízení, kde P 300, resp. 450 je zkratkou pro plíce nádech, resp. výdech, SW znamená *Solid Water* a KK je zkratka pro kortikální kost.

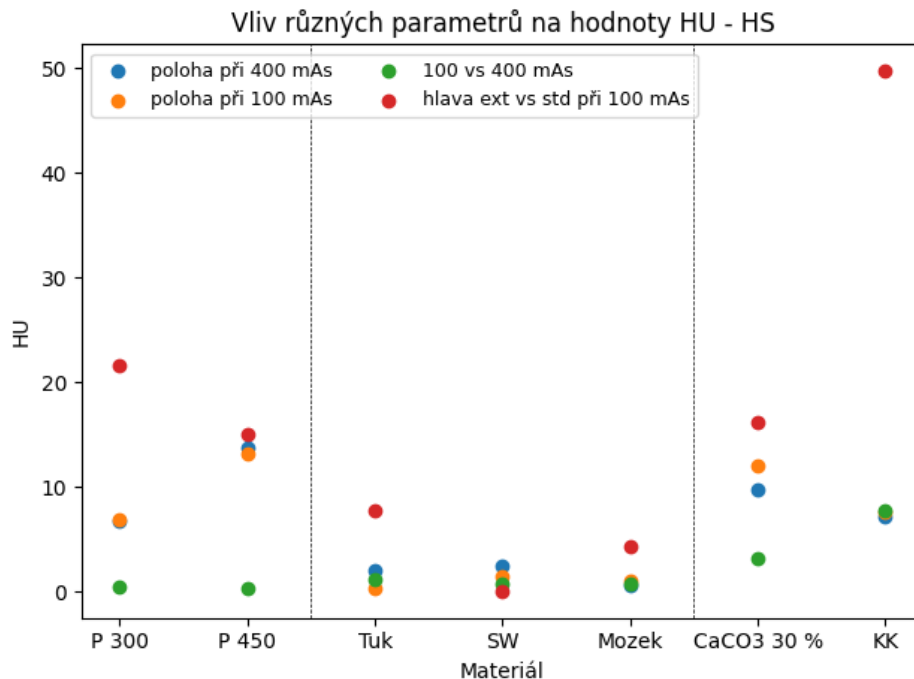


Obr. P-8: Grafické znázornění rozdílu naměřených hodnot HU při skenování obou modulů na *Toshiba Aquilion 64* vzhledem k insertům z titanu a nerezové oceli pro pět různých parametrů pořízení, kde BE 400 mAs, resp. BE 100 mAs vyjadřuje vliv polohy při skenování na 400 mAs, resp. 100 mAs modulu těla, HE 400 mAs, resp. HE 100 mAs vyjadřuje vliv polohy při skenování na 400 mAs, resp. 100 mAs modulu hlavy a BE vs HE vyjadřuje hodnoty rozdílu mezi snímky modulu hlavy a těla.

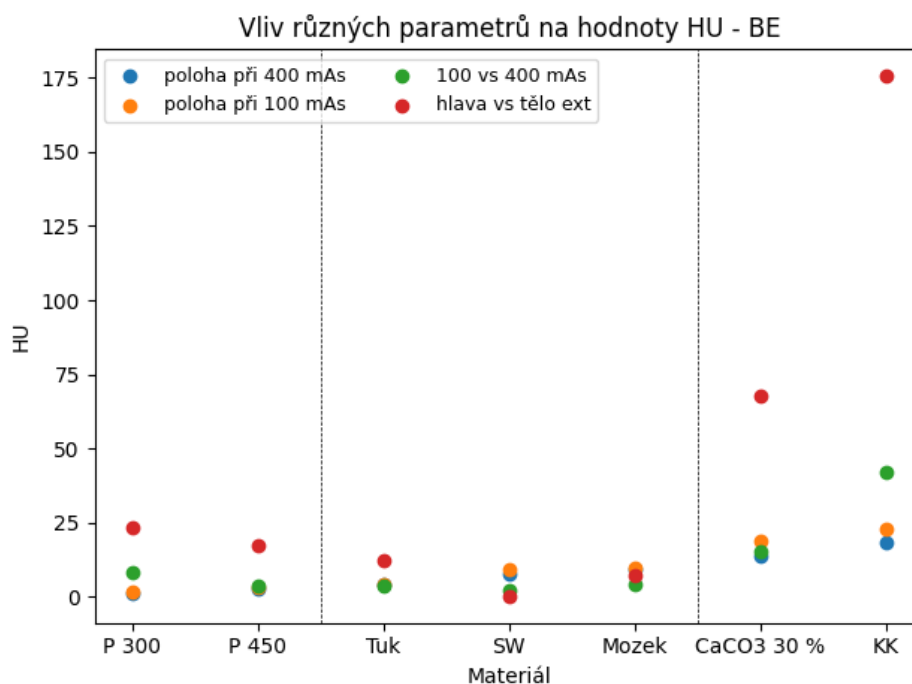




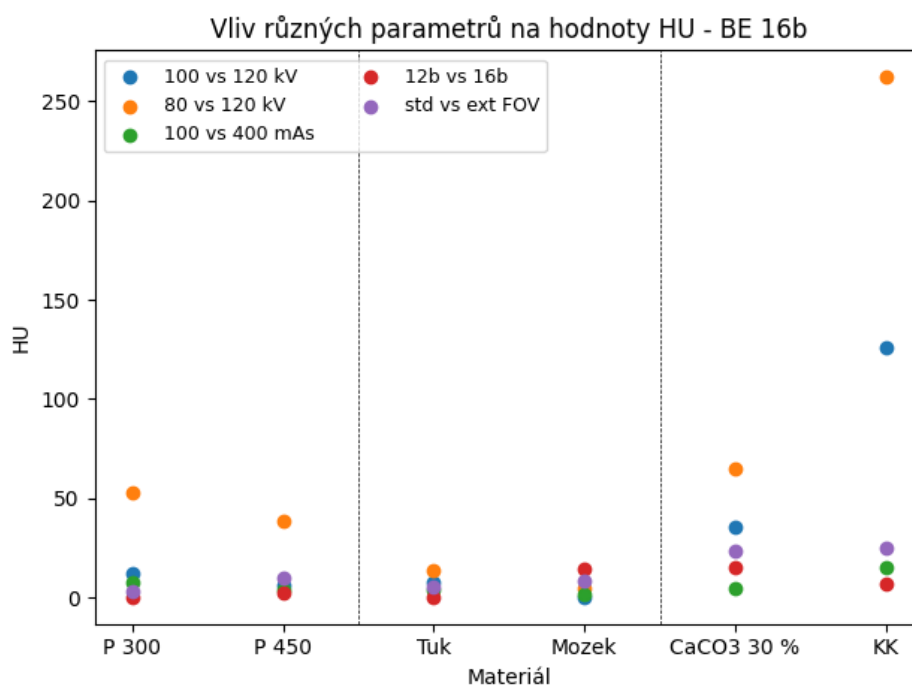
Obr. P-9: Grafické znázornění rozdílu naměřených hodnot HU při skenování modulu těla na CT *GE LightSpeed RT 16* pro jednotlivé materiály standardních insertů v závislosti na čtyřech různých parametrech pořízení, kde P 300, resp. 450 je zkratkou pro plíce nádech, resp. výdech, SW IN, resp. OUT znamená *Solid Water* v modulu hlavy, resp. těla a KK je zkratka pro kortikální kost.



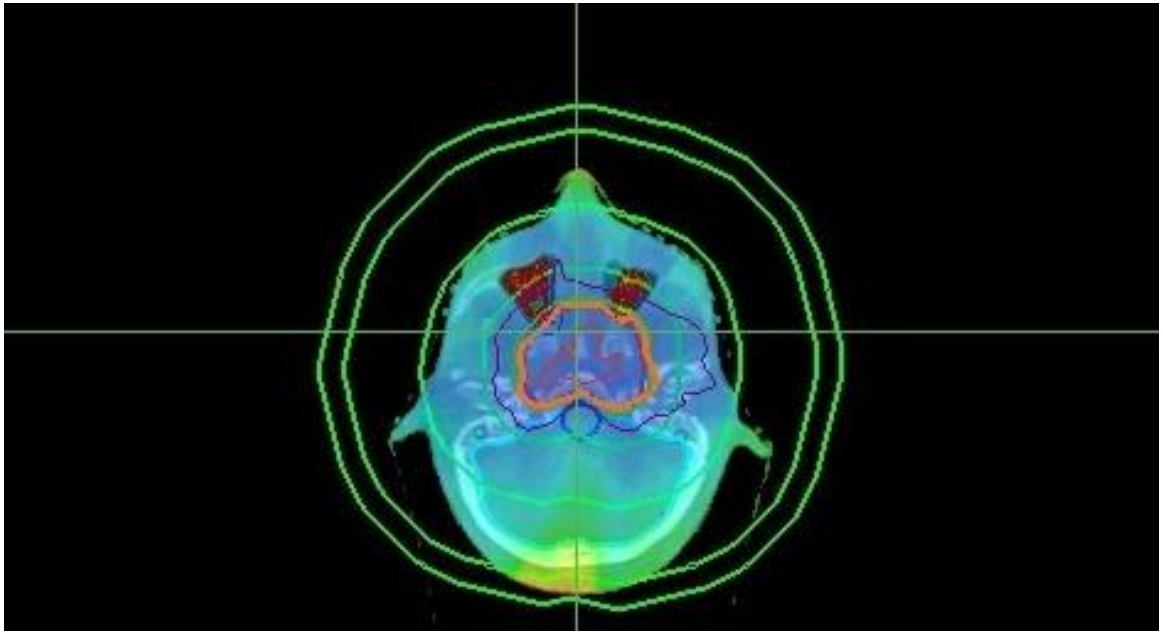
Obr. P-10: Grafické znázornění rozdílu naměřených hodnot HU při skenování modulu hlavy na CT *GE LightSpeed RT 16* pro jednotlivé materiály standardních insertů v závislosti na čtyřech různých parametrech pořízení, kde P 300, resp. 450 je zkratkou pro plíce nádech, resp. výdech, SW znamená *Solid Water* a KK je zkratka pro kortikální kost.



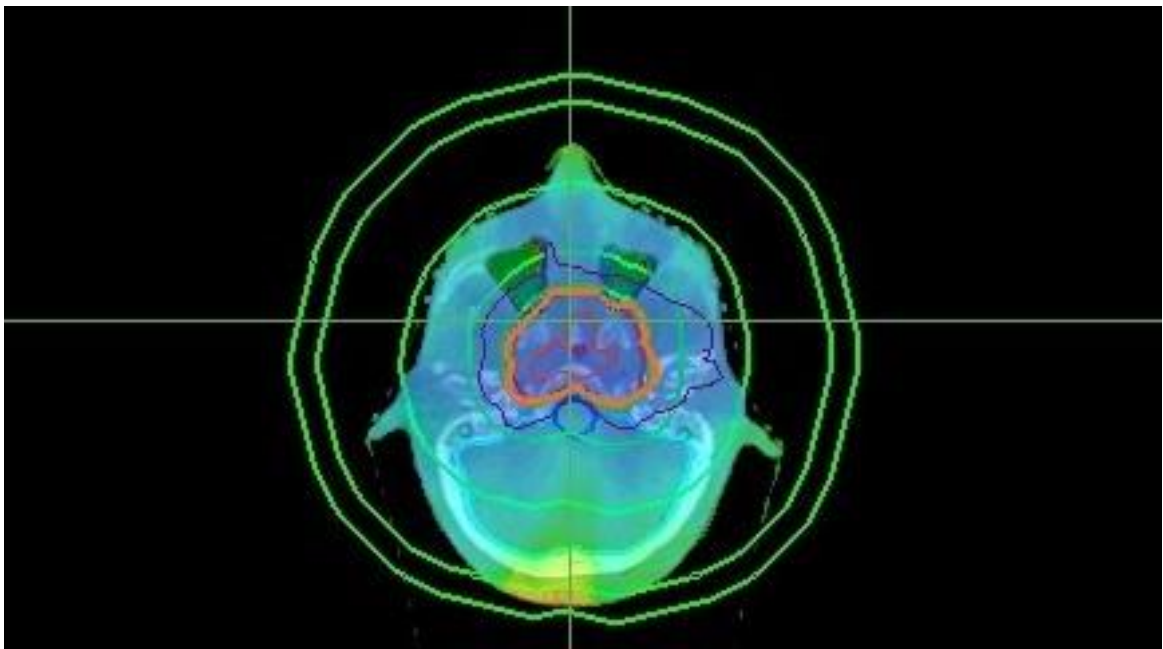
Obr. P-11: Grafické znázornění rozdílu naměřených hodnot HU při skenování modulu hlavy na CT *GE LightSpeed RT 16* pro jednotlivé materiály standardních insertů v závislosti na čtyřech různých parametrech pořízení, kde P 300, resp. 450 je zkratkou pro plíce nádech, resp. výdech, SW znamená *Solid Water* a KK je zkratka pro kortikální kost.



Obr. P-12: Grafické znázornění rozdílu naměřených hodnot HU při skenování modulu hlavy na CT *GE LightSpeed RT 16* pro jednotlivé materiály standardních insertů v závislosti na čtyřech různých parametrech pořízení, kde P 300, resp. 450 je zkratkou pro plíce nádech, resp. výdech, SW znamená *Solid Water* a KK je zkratka pro kortikální kost.



Obr. P-13: Isodózy v oblasti PTV pro plán hlavy vypočtené pomocí MC za použití kalibrační křivky získané snímkováním modulu těla fantomu *GAMMEX* na CT *Toshiba Aquilion 64* na napětí 120 kV.



Obr. P-14: Isodózy v oblasti PTV pro plán hlavy vypočtené pomocí MC za použití kalibrační křivky získané snímkováním modulu hlavy fantomu *GAMMEX* na CT *Toshiba Aquilion 64* na napětí 120 kV.