

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská

Katedra dozimetrie a aplikace ionizujícího záření



DIPLOMOVÁ PRÁCE

**Výroba antropomorfního fantomu pomocí 3D tisku a jeho
využití při optimalizaci vyšetřovacích CT protokolů
u obézních pacientů**

Autor: Bc. Zdenka Balogová
Vedoucí: Ing. Lucie Sůkupová, PhD.
Akademický rok: 2020/2021



Katedra: KDAIZ

Akademický rok: 2019/2020

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Bc. Zdenka Balogová

Studijní program: Aplikace přírodních věd

Obor: Radiologická fyzika

Název práce: Výroba antropomorfního fantomu pomocí 3D tisku a jeho využití
(česky) při optimalizaci vyšetřovacích CT protokolů u obézních pacientů

Název práce: Construction of anthropomorphic phantom using 3D printing and its
(anglicky) use for optimization of CT exam protocols in obese patients

Pokyny pro vypracování:

1. Výběr vhodných materiálů simulujících různé druhy měkkých tkání pro výrobu antropomorfního fantomu dolní části trupu člověka (břicho a pánev).
2. Segmentace CT dat obézních až morbidně obézních pacientů.
3. Příprava na 3D tisk.
4. 3D tisk jednotlivých struktur a tvorba odlitků dalších tkání.
5. Tvorba tukových tkání pro simulaci obézních až morbidně obézních pacientů.
6. Využití fantomu pro optimalizaci vyšetřovacích CT protokolů obézních pacientů.

Doporučená literatura:

- [1] SOLC, J., T. VRBA a L. BURIANOVA. Tissue-equivalence of 3D-printed plastics for medical phantoms in radiology. *Journal of Instrumentation*. 2018, **13**(09), P09018-P09018. DOI: 10.1088/1748-0221/13/09/P09018. ISSN: 1748-0221.
- [2] HOESCHEN, Christoph, Despina KONTOS, Thomas G. FLOHR, et al. *Construction of realistic liver phantoms from patient images using 3D printer and its application in CT image quality assessment*. 2015-3-18, 94124E-. DOI: 10.1117/12.2082121.
- [3] LENG, Shuai, Baiyu CHEN, Thomas VRIEZE, et al. Construction of realistic phantoms from patient images and a commercial three-dimensional printer. *Journal of Medical Imaging*. 2016, **3**(3). DOI: 10.1117/1.JMI.3.3.033501. ISSN: 2329-4302.
- [4] QURASHI, A., L. RAINFORD, A. AJLAN, et al. Optimal abdominal CT protocol for obese patients. *Radiography*. 2018, **24**(1), e1-e12. DOI: 10.1016/j.radi.2017.08.003. ISSN: 10788174.
- [5] FURSEVICH, Dzmity M., Gary M. LIMARZI, Matthew C. O'DELL, Manuel A. HERNANDEZ a William F. SENSÁKOVIC. Bariatric CT Imaging: Challenges and Solutions. *RadioGraphics*. 2016, **36**(4), 1076-1086. DOI: 10.1148/rg.2016150198. ISSN: 0271-5333.

Jméno a pracoviště vedoucího diplomové práce:

Ing. Lucie Sukupová, PhD.
Institut klinické a experimentální medicíny
Václavská 1958/9
140 21 Praha 4

Jméno a pracoviště konzultanta diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: 11. 3. 2020

Termín odevzdání diplomové práce: 6. 1. 2021

Doba platnosti zadání je dva roky od data zadání.



garant oboru



vedoucí katedry


děkan

V Praze dne 11. 3. 2020



Čestné prehlásenie

Prehlasujem, že som túto diplomovú prácu vypracovala samostatne a uviedla som všetku použitú literatúru.

V Prahe dňa 2.7.2021

Zdenka Balogová

Pod'akovanie

V prvom rade by som rada pod'akovala mojej školiteľke Ing. Lucii Súkupovej, PhD. za vedenie diplomovej práce, za jej pomoc a trpezlivosť počas tvorenia tejto práce. Ďalej by som chcela pod'akovať Fakultnej nemocnici v Motole a Inštitútu klinickej a experimentálnej medicíny za možnosť využitia ich prístrojov na experimentálnu časť tejto práce a zároveň ďakujem ľuďom z IKEM, ktorí sa podieľali, či už na 3D tlači, alebo mi pomáhali pri experimentálnom skenovaní. Špeciálne pod'akovanie patrí mojim kolegyniam z Nemocnice Na Homolce za ich neustálu podporu a cenné rady, a doktorom z NNH za ich ochotu a čas na konzultáciu CT obrazov. Ďakujem hlavne mojej najlepšej kamarátke, priateľovi a ďalším kamarátom, ktorí podali pomocnú ruku a podieľali sa na zostrojení antropomorfného fantómu, pretože bez nich by to celé nevzniklo. V neposlednom rade chcem pod'akovať mojej rodine za ich trpezlivosť s mojím štúdiom a všetkým za psychickú podporu.

Názov práce:

Výroba antropomorfného fantómu pomocou 3D tlače a jeho využitie pri optimalizácii vyšetrovacích CT protokolov u obéznych pacientov

Autor: Bc. Zdenka Balogová

Odbor: Radiologická fyzika

Druh práce: Diplomová práca

Vedúci práce: Ing. Lucie Súkupová, PhD., Institut klinické a experimentálnej medicíny

Abstrakt: Obezita ovplyvňuje zdravotnú starostlivosť vo viacerých smeroch a jedným z nich je aj rádiodiagnostika. CT vyšetrenia bariatrických pacientov sú častejšie ako v minulosti a nadpriemerná hmotnosť týchto pacientov má vplyv na priebeh aj výsledok CT vyšetrenia. CT obrázky majú horšiu kvalitu a môžu obsahovať artefakty, ktoré sa u referenčných pacientov nevyskytujú. Práca sa zaoberá optimalizáciou vyšetrovacích CT protokolov u obéznych pacientov. Dostupné CT protokoly sú hodnotené a porovnávané z hľadiska kvality obrazu, dávky pacientovi, času skenovania a na základe výsledkov je vybraný najvhodnejší protokol pre dva CT prístroje výrobcu Siemens. Na optimalizáciu bol použitý antropomorfný fantóm brušnej dutiny s rozširujúcim prstencom simulujúcim tuk. Antropomorfný fantóm bol zostrojený pomocou 3D tlače na základe CT dát reálnych pacientov. Všetky orgány a tkanivá boli vyrobené z tkanivovo - ekvivalentných materiálov, ktoré svojím zoslabením vhodne simulujú dané orgány.

Kľúčové slová: antropomorfný fantóm, CT artefakty, obezita, optimalizácia CT, tkanivovo - ekvivalentné materiály, vyšetrovacie CT protokoly

Title:

Construction of anthropomorphic phantom using 3D printing and its use for optimization of CT exam protocols in obese patients

Author: Bc. Zdenka Balogová

Abstract: Obesity affects health care in several ways and one of them is radiodiagnostics. CT examinations of bariatric patients are now more frequent than in the past, and weight of these patients affects the whole CT examination. These CT images have worse quality and may contain artifacts that do not occur in reference patients. The thesis deals with the optimization of CT exam protocols in obese patients. The available CT protocols are evaluated and compared in terms of image quality, patient dose, scan time. The most suitable protocol for obese patients is selected based on the results of optimization for two CT devices manufactured by Siemens. An anthropomorphic phantom of the abdominal cavity with an expanding ring simulating fat was used for optimization. The anthropomorphic phantom was constructed based on CT data from real patients using 3D printing. All organs and tissues were made of tissue - equivalent materials which simulate real organs according to their attenuation.

Key words: anthropomorphic phantom, CT artifacts, CT exam protocols, obesity, optimization of CT, tissue - equivalent materials

Zoznam použitých skratiek

3D	trojrozmerný
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
AP	predozadný
ATCM	automatická modulácia prúdu
BMI	index telesnej hmotnosti
CNR	pomer kontrastu k šumu
CNRD	pomer kontrastu k šumu normalizovaný k dávke
CT	výpočtová tomografia
CTDI _{VOL}	objemový kermový index výpočtovej tomografie
ČR	Česká republika
DE	dual energy
DECT	dual energy výpočtová tomografia
DLP	súčin kermy a dĺžky
DSCT	dual source výpočtová tomografia
FBP	filtrovaná spätná projekcia
FDM	Fused Deposition Modelling
FFF	Fused Filament Fabrication
FN	Fakultná nemocnica
FOV	zorné pole
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IKEM	Inštitút klinickej a experimentálnej medicíny
IR	iteratívna rekonštrukcia
KL	kontrastná látka
LAT	laterálny
MR	magnetická rezonancia
PLA	polymliečna kyselina
PMMA	polymetylmetakrylát
PSL	Plastic Sheet Lamination
QA	kontrola kvality
ROI	oblasť záujmu
SD	smerodajná odchýlka
SDL	Selective Deposition Lamination

SLS	Selective Laser Sintering
SNR	pomer signálu k šumu
SNRD	pomer signálu k šumu normalizovaný k dávke
SSDE	Size Specific Dose Estimates
TLD	termoluminiscenčný dozimeter
WHO	Svetová zdravotnícka organizácia
WL	hodnota okna
WW	šírka okna

Zoznam tabuliek

1.1	Rozdelenie populácie na skupiny podľa hodnoty BMI [4] a vypočítané hodnoty hmotnosti m pre jednotlivé skupiny pre priemernú ženu s výškou $h = 168$ cm a muža s výškou $h = 180$ cm.	18
1.2	Hodnoty parametrov obézneho pacienta (pacient 1) a normálneho pacienta (pacient 2), hodnoty parametrov skenovania a stanovené hodnoty priemerného CT čísla, SD a SNR v ROI zakreslenej v pečeni.	24
2.1	CT čísla pre jednotlivé materiály použité na fantóm hrudníka a porovnanie s reálnymi ľudskými tkanivami podľa Hazelaara et al. [26].	32
3.1	Hustota ľudských tkanív a ich CT čísla získané z publikácii a stanovené na základe patientských CT obrazov pri napätí 120 kV a 80 kV. Pri napätí 80 kV sa používala KL a u niektorých orgánov aj to zvýšilo ich CT čísla, tieto zvýšené CT čísla sú v tabuľke označené hviezdikou (*). [34, 35, 36, 37] [IKEM]	39
3.2	CT číslo a rozsah CT čísel všetkých 10 valčekov pre obe sady vzoriek stanovené pomocou programu ImageJ, namerané pri 120 kV.	42
3.3	Rozsah CT čísel a priemerné CT číslo vzoriek želatíny a želé pri 120 kV.	45
3.4	Hustota, priemerné CT číslo so smerodajnou odchýlkou a rozsah CT čísel vzoriek silikónov získaných od firmy Silikony s.r.o. [43].	46
3.5	Hustota jednotlivých vzoriek sadry, ich priemerné CT čísla a rozsah CT čísel.	48
3.6	Hustota jednotlivých vzoriek materiálov vhodných na simuláciu tuku, ich priemerné CT čísla a rozsah CT čísel.	49
3.7	Výber materiálu a techniky výroby pre jednotlivé orgány.	50
4.1	Odhad množstva použitého materiálu (*želatína, **želé, ***sadra) a vody na výrobu jednotlivých orgánov.	57
5.1	Špecifikácia použitých CT prístrojov, oba prístroje sú typu dual source.	67
5.2	Prehľad použitých vyšetrovacích protokolov. Protokoly s Care kV sú označené *. V prípade, že sa hodnoty medzi prístrojmi líšili, sú pre CT Force uvedené za lomítkom.	68
5.3	CT čísla orgánov u reálneho pacienta a vytvoreného antropomorfného fantómu z CT vyšetrenia pri 120 kV.	70

5.4	Hodnoty expozičných parametrov, dávkových veličín a vypočítaných CNR, SNR pre tri rôzne protokoly na CT prístroji Somatom Definition Flash na pracovisku IKEM.	72
5.5	Hodnoty expozičných parametrov, dávkových veličín a vypočítaných CNR, SNR pre tri rôzne protokoly na CT prístroji Somatom Force vo FN Motol (* značí rovnaký DS protokol, no s najkratším možným časom skenovania).	73
5.6	Hodnoty SNR a CNR normalizované k dávke podľa 5.2 pre jednotlivé protokoly u oboch strojov (CT protokoly pre CT Flash sú označené *).	76
5.7	Hodnoty expozičných parametrov, dávkových veličín a vypočítaných CNR, SNR pre tri rôzne napätia na CT prístroji Somatom Definition Flash v IKEM.	79
5.8	Hodnoty expozičných parametrov, dávkových veličín a vypočítaných CNR, SNR pre tri rôzne napätia na CT prístroji Somatom Force v FN Motol.	79
5.9	Hodnoty dávky, času skenovania, CNR a SNR u protokolu DS_abdomen.	80
5.10	Hodnoty CNR a SNR pri použití rôznych rekonštrukcií v porovnaní s FBP pri napätí 100 kV u štandardného protokolu Abdomen s napätím 120 kV.	83
5.11	Hodnoty dávky, času skenovania, CNR a SNR pre použité rekonštrukcie u jednotlivých protokolov so zmenou ref. mAs. Napätie bolo vo všetkých prípadoch 120 kV.	86
5.12	Celkové hodnotenia dvoch rádiológov pre jednotlivé nastavenia CT protokolov a výsledné priemerné bodové hodnotenie. Hviezdička označuje akvizície z pracoviska IKEM na CT Flash, zvyšné akvizície sú spravené vo FN Motol na CT Force.	89
5.13	Zoradené protokoly pre CT Flash od najviac odporúčaných po najmenej odporúčané.	93
5.14	Zoradené protokoly pre CT Force od najviac odporúčaných po najmenej odporúčané.	94

Zoznam obrázkov

1.1	CT obraz hlavy zobrazujúci pohybové artefakty ako rozmazanie, zdvojené štruktúry (a), pruhy (b) a „streak“ artefakty (c) spôsobené kovovým implantátom [11, 14].	20
1.2	Tmavé pásy spôsobené vytvrdzovaním zväzku denznými objektmi (kovové implantáty) a zároveň streak artefakty z kovových implantátov (a) [IKEM] a „photon starvation“ artefakt v oblasti ramien (b) [11].	22
1.3	CT obraz brucha rekonštruovaný s hrúbkou rezu 1 mm (a) a 5 mm (b) pri rovnakom nastavení ostatných parametrov [IKEM].	23
1.4	Porovnanie CT obrazov dvoch pacientov z hľadiska šumu na základe stanovenia SNR v ROI umiestnenej v pečeni. CT obraz pacienta 1 (a) obsahuje viac šumu a má päťkrát nižšie SNR ako CT obraz pacienta 2 (b) [IKEM].	25
1.5	Nákres normálneho pacienta vzhľadom k FOV (a), pacienta ktorý presahuje FOV po celom obvode (b), čoho dôsledkom je „truncation“ artefakt a pacienta, ktorý presahuje FOV na jednej strane (c), čoho dôsledkom je „cropping“ artefakt [8].	26
1.6	Truncation artefakt (a) [8] a cropping artefakt (b) [IKEM].	26
1.7	Kruhový artefakt vo vodnom fantóme spôsobený nesprávnou kalibráciou niektorých detekčných elementov (a) [11] a u bariatrického pacienta spôsobený nepresnou kalibráciou detektorov (b) [8].	27
2.1	Kalibračný fantóm AAPM CT Performance Phantom CIRS 610 [23].	28
2.2	Antropomorfné fantómy Torso Phantom CIRS model 600 (a) a model 602 (b) [23, 24].	29
2.3	Semiantropomorfný fantóm hrudníka s dvomi rozširovacími prstencami pre simuláciu rôznych pacientov [25].	30
2.4	Náčrt trupu ľudskeho tela vytvorený pomocou aplikácie Anatomy 3D s orgánmi, ktoré bude obsahovať vytváraný antropomorfný fantóm.	31
2.5	Hrudník vytvorený zo sadry (a), pľúcne štruktúry z nylonu (b) a mäkké tkanivo okolo zo silikónu (c) [26].	32
2.6	Porovnanie CT skenu pacientky s fantómom hrudníka, šípka ukazuje na tumor v pľúcach [26].	33
2.7	Vytlačená časť pečene s dierami, ktoré sa naplnili KL pre simuláciu ciev (a) a CT obraz tohto fantómu (b) [28].	34
2.8	Vysegmentovaný model mozgu (a) a podľa neho vytlačený fantóm (b) [29].	34

2.9	Porovnanie CT obrazu fantómu (a) a (c) so skutočnými CT obrazmi pacienta (b) a (d). Šípka ukazuje na zmenu v zoslabení v dôsledku akútnej mozgovej príhody [29].	34
2.10	Forma na fantóm hrudníka (a) a porovnanie CT obrazu už vyplneného fantómu s patientským CT obrazom (b) [30].	35
2.11	Postup výroby rozširujúceho prstenca [31].	36
2.12	Forma na výrobu rozširujúceho prstenca vytlačená na 3D tlačiarňi [31].	36
2.13	Rozširujúci prstenec z polyuretánovej gummy vytvrdený vo forme (a), prstenec spolu s komerčným fantómom pripravený na skenovanie [31].	37
2.14	Porovnanie CT obrazu fantómu (a) s CT obrazom obézneho pacienta (b) [31].	37
3.1	Princíp tlačiarne typu FDM [40].	40
3.2	Skenovanie vytlačených vzoriek z PLA materiálu na CT prístroji Somatom Definition Flash [IKEM].	41
3.3	Ukážka zakreslenia ROI do oboidvoch vzoriek materiálu v programe ImageJ.	41
3.4	CT čísla pre obo typy materiálov v závislosti na množstve vyplnenia valčekov.	43
3.5	Vzorky želatíny, resp. želé (1 - 7) zobrazené po CT akvizícii pri 120 kV.	44
3.6	Ukážka zakreslenia ROI do jednej zo vzoriek želatíny v programe ImageJ.	44
3.7	Vzorky adičných silikónov a polyuretánových kaučukov od firmy Silikony s.r.o. (a) a vyrobené vzorky zo sanitárneho silikónu Ceresit (b).	47
3.8	Vzorky sadry s rôznou hustotou.	48
4.1	3D modely vyhladenej sleziny (a) a upravovanej obličky (b) zobrazené v programe Meshmixer.	52
4.2	3D modely kostí (chrbtica s panvou) (a) a aorty (b) vytvorené segmentáciou podľa CT dát zobrazené v programe Meshmixer.	53
4.3	Vytlačený 3D model chrbtice pred (a) a po (b) odstránení podporného materiálu.	53
4.4	Vytlačené 3D modely pečene, obličiek (a) a aorty (b) podľa CT dát z PLA materiálu.	54
4.5	Slezina natretá dvoma tenkými vrstvami silikónu (a) a panva natretá už aj hrubou vrstvou silikónu v porovnaní so samotným plastovým modelom (b).	55
4.6	Silikónová forma v termoplastickom obale na vytvorenie pečene (a) a obličiek (b).	56
4.7	Dutá aorta vytvorená zo silikónu Rebound 25.	56
4.8	Balóny naplnené želé tekutinou (a) a výsledné želé guľôčky simulujúce lézie (b).	57
4.9	Porovnanie želatínovej lézie, ktorá sa rozpustila v želatíne (vľavo) a želé lézie, ktorá zachovala guľový tvar v želatíne (vpravo).	58
4.10	Odliatok pečene zo želatíny s léziami zo želé spredu (a) a zozadu (b).	58
4.11	Polovica panvy v silikónovej forme s termoplastickým obalom v procese tuhnutia sadry (a) a výsledná časť panvy z boku (b).	59
4.12	Chrbtica s panvou vyrobená zo sadry spredu (a) a z boku (b).	59
4.13	Oblička vložená do pripraveného vrečka zo sieťky (a), ktoré sa následne umiestnilo spolu s ďalšími orgánmi do sudu simulujúceho trup človeka (b).	60
4.14	Ukážka zavádzania stentgraftu do silikónovej aorty pod skiaskopickou kontrolou (a) a celý stentgraft zavedený (b).	61

4.15	Sud základného fantómu vložený do plastovej nádoby pripravený na vytvorenie voskovej obruče (a), vosková obruč okolo sudu základného fantómu po odstránení plastovej nádoby (b).	62
4.16	Jedna časť domodelovanej voskovej obruče zhora (a) a spredu (b).	62
5.1	Príklad CT protokolu pre vyšetrenie brucha a panvy podľa Ministerstva zdravotníctva ČR [49].	64
5.2	Lokalizačné sken antropomorfného fantómu s vykreslením priebehu elektrického množstva vľavo.	65
5.3	Antropomorfný fantóm umiestnený a vycentrovaný v CT prístroji Somatom Definition Flash.	67
5.4	Lokalizačný sken (topogram) zostrojeného antropomorfného fantómu.	69
5.5	Ukážka zakreslenia ROI v lézii, pečeni (a) a v slezine (b) pre stanovenie CNR a SNR. Pre lepšiu viditeľnosť lézie sa CT obrazy líšia nastavením hodnoty a šírky zobrazovacieho okna.	71
5.6	Ukážka zakreslenia ROI okolo stentu (a) a zoom tohto miesta (b).	71
5.7	Porovnanie troch CT protokolov z hľadiska radiačnej zátáže a skenovacieho času u dvoch rôznych strojov.	74
5.8	Porovnanie troch CT protokolov z hľadiska kvality obrazu u dvoch rôznych strojov.	75
5.9	Porovnanie protokolov zhora dole Abdomen, DS_abdomen, DE_extrangio u prístroja CT Flash (ľavý stĺpec) a CT Force (pravý stĺpec). Hodnota a šírka okna bola u všetkých CT obrazov nastavená na mäkkotkanivovú hodnotu (W = 300, L = 50).	77
5.10	Porovnanie protokolov z hľadiska priestorového rozlíšenia na základe zobrazenia povrchu v mieste začiatku stentu (zhora dole Abdomen, DS_abdomen, DE_extrangio, ľavý stĺpec CT Flash, pravý stĺpec CT Force).	78
5.11	Porovnanie troch rôznych napätí z hľadiska radiačnej zátáže u dvoch rôznych strojov.	81
5.12	Porovnanie troch rôznych napätí z hľadiska kvality obrazu u dvoch rôznych strojov.	81
5.13	CT obrazy získané pri 100 kV (hore) a 140 kV (dole) použitím protokola Abdomen na CT Flash (vľavo) a CT Force (vpravo).	82
5.14	CT obrazy získané pri použití protokolu DS_abdomen s napätím 100 kV (vľavo) a s napätím 140 kV (vpravo) na prístroji CT Force.	82
5.15	Zmena CNR a SNR pri použití rôznych síl iteratívnej rekonštrukcie u 100 kV v porovnaní s FBP u 120 kV.	84
5.16	Porovnanie CT obrazu pri 120 kV s FBP (vľavo hore) s CT obrazmi pri 100 kV s IR so silou 1 - 5 (vpravo hore 1, vľavo v strede 2 atď).	85
5.17	SNR v závislosti na radiačnej zátäži u protokolov so znižujúcou sa požadovanou kvalitou obrazu a s použitím iteratívnej rekonštrukcie. Hodnota FBP je braná ako referenčná, s ktorou sa porovnávajú zvyšné hodnoty.	87

5.18	Porovnanie CT obrazu s ref. kvalitou 210 mAs a FBP (vľavo hore) s CT obrazmi so znižujúcou sa ref. kvalitou od 190 mAs po 110 mAs s IR so silou 1, resp. IR so silou 2 (vpravo hore 190 mAs, vľavo v strede 170 mAs atď., 130 mAs a 110 mAs sú s IR si silou 2, ostatné sú so silou 1 rekonštruované).	88
5.19	Orgány umiestnené do sudu, teda základná časť fatómu (a), topogram celého fantómu aj s voskovou obručou (b), axiálny rez (c), koronárny rez (d), VRT rekonštrukcia zobrazujúca pečeň s léziami (e), VRT rekonštrukcia kostí, aorty so stentgraftom a stentu (f).	95
5.20	Prostredie programu ITK-SNAP s načítanými snímkami vybraného pacienta pripravené na segmentáciu.	105
5.21	Výber oblasti, v ktorej sa nachádza objekt na segmentáciu.	106
5.22	Voľba dolného a horného prahu na odlíšenie objektu záujmu od pozadia.	107
5.23	Voľba počiatočných bublín pre rast oblasti.	108
5.24	Rozrastanie bublín v jednotlivých rezoch.	109
5.25	Vysegmentovaná časť aorty.	110
5.26	Vysegmentovaná aorta (a) a panva s chrbticou (b) v programe ITK-SNAP.	111

Obsah

Úvod	17
1 Vplyv obezity na CT vyšetrenie	18
1.1 Technické obmedzenia	19
1.2 Artefakty v CT obrazoch bariatrických pacientov	19
1.2.1 Artefakty zapríčinené pacientom	20
1.2.2 Artefakty spôsobené fyzikálnym procesom akvizície	21
1.2.3 Artefakty zapríčinené hardvérom	25
2 Medicínske fantómy	28
3 Výber materiálov simulujúcich ľudské tkanivá	38
3.1 Testovanie materiálov pre výrobu jednotlivých orgánov a tkanív	40
3.1.1 Polymliečna kyselina (PLA)	40
3.1.2 Želatína a želé	43
3.1.3 Silikóny	45
3.1.4 Sadra	47
3.1.5 Materiál pre tukové tkanivo	48
3.2 Výber materiálov a techník pre výrobu jednotlivých orgánov a tkanív	49
4 Výroba antropomorfného fantómu	51
5 Optimalizácia CT protokolov obéznych pacientov	63
5.1 Experimentálne CT skenovanie fantómu	66
5.2 CT čísla orgánov a tkanív fantómu	69
5.3 Hodnotenie jednotlivých CT protokolov	70
5.3.1 Porovnanie režimov single source, dual source a dual energy	72
5.3.2 Porovnanie rôznych napätí	79
5.3.3 Porovnanie filtrovanej spätnej projekcie a iteratívnej rekonštrukcie	83
5.4 Subjektívne hodnotenie CT obrazov rádiológom	89
Diskusia	91
Záver	96

Úvod

Obezita ako globálna epidémia je jedným z najväčších problémov posledných desaťročí a ovplyvňuje životy ľudí v rôznych smeroch. Jedným z najdôležitejších je vplyv na zdravie človeka s čím súvisí prípadná zdravotná starostlivosť, ktorá môže zahŕňať aj vyšetrenia s pomocou zobrazovacích metód, ako je ultrazvuk, skiagrafia či výpočtová tomografia. Obezita má určitý význam pri každom zo spomenutých vyšetrení. Táto práca je zameraná na CT vyšetrenia, pretože obezita má zásadny vplyv na kvalitu CT obrazov, ktorá môže byť artefaktmi a šumom zhoršená natoľko, že CT vyšetrenie stráca diagnostickú výťažnosť.

Optimalizáciou CT vyšetrení sa zaisťuje, že dané vyšetrenie poskytuje dostatočnú diagnostickú informáciu, pri čo najnižšej dávke pacientovi. U CT prístrojov existujú viaceré režimy a nastavenia rôznych vyšetrovacích CT protokolov, ktoré môžu mať rôzny vplyv na výsledný CT obraz a dávku pacientovi. Cieľom práce je zhodnotiť a porovnať dostupné CT protokoly a odporučiť z nich najvhodnejší na skenovanie obéznych pacientov pri zvážení kvality obrazu, radiačnej záťaže a času skenovania. Z princípov radiačnej ochrany a etického hľadiska nie je povolené opakované skenovanie pacienta bez relevantného dôvodu. Fantómy používané v klinickej praxi sú na optimalizáciu CT protokolov pre obéznych pacientov nedostatočné, keďže väčšina, okrem antropomorfných fantómov, ktoré sú cenovo náročné, má jednoduchý tvar a nesimuluje reálneho pacienta. Preto bude na optimalizáciu vyšetrovacích CT protokolov zostrojený antropomorfný fantóm brucha a pánvy na základe CT dát reálnych pacientov. Fantóm bude vyrobený pomocou 3D tlače a jednotlivé orgány budú z materiálov, ktoré budú svojim zoslabením röntgenového žiarenia podobné daným tkanivám ľudského tela.

V práci sú najprv popísané obmedzenia a problémy, s ktorými sa potýkame pri CT vyšetreniach obéznych pacientov. Potrebu simulácie pacientov antropomorfnými fantómami sa zaoberalo viacero štúdií, ktoré sú popísané v práci a boli inšpiráciou pre tvorbu nášho antropomorfného fantómu. V praktickej časti je najprv zhrnuté testovanie a výber materiálov pre zvolené orgány. Následne je popísaná príprava, 3D tlač modelov orgánov a výroba jednotlivých orgánov z vybraných tkanivovo-ekvivalentných materiálov a celkové zostrojenie antropomorfného fantómu. V poslednej kapitole je zobrazené použitie zostrojeného fantómu na zhodnotenie a porovnanie CT protokolov u dvoch CT prístrojov výrobcu Siemens. Nakoniec sú uvedené odporúčané CT protokoly na vyšetrenia brušnej dutiny obéznych pacientov u oboch strojov.

Kapitola 1

Vplyv obezity na CT vyšetrenie

Ročne sa vykoná v Českej republike vyše milión CT vyšetrení, konkrétne v roku 2017 to bolo 1,1 milióna CT vyšetrení [1], čo je v porovnaní s rokom 2008 o približne 20 % viac [2]. Počet obyvateľov sa v týchto rokoch zvýšil o približne 1 % [3]. Zároveň sa zvyšuje aj počet ľudí, ktorí trpia nadváhou, či obezitou a dá sa predpokladať, že sa zvyšuje aj počet obéznych ľudí, ktorí podstupujú CT vyšetrenia, keďže obezita v mnohých aspektoch ovplyvňuje zdravie človeka.

Obezita je definovaná ako ochorenie, u ktorého sa telesný tuk nahromadil do takej miery, že to môže viesť k negatívnemu vplyvu na zdravotný stav človeka. Pre meranie a štatistické porovnanie ľudí v populácii sa zaviedol index telesnej hmotnosti (BMI), ktorý je definovaný ako

$$\text{BMI} = \frac{m}{h^2}, \quad (1.1)$$

kde m je váha jedinca v kilogramoch a h jeho výška v metroch. Normálna hodnota BMI je v rozmedzí 18,5 až 25 kg/m² (Tab. 1.1). Hodnota BMI pod 18,5 kg/m² je definovaná ako podváha a naopak od 25 do 30 kg/m² ako nadváha. Za obéznych sa pokladajú ľudia s BMI nad 30 kg/m², pričom niekedy sa obezita delí ešte na triedu I. (30 - 35 kg/m²), II. (35 - 40 kg/m²), III. (>40 kg/m²), kde trieda III. je nazývaná aj ako morbidná obezita [4]. Rozsahy hmotností pre jednotlivé skupiny pre ženu a muža priemernej výšky sú uvedené v nasledujúcej tabuľke.

	BMI [kg/m ²]	priemerná žena $h = 168 \text{ cm}$	priemerný muž $h = 180 \text{ cm}$
podváha	< 18,5	$m < 52 \text{ kg}$	$m < 60 \text{ kg}$
normálna váha	18,5 - 25,0	$m = 52 - 71 \text{ kg}$	$m = 60 - 81 \text{ kg}$
nadváha	25,0 - 30,0	$m = 71 - 85 \text{ kg}$	$m = 81 - 97 \text{ kg}$
obezita	30,0 - 40,0	$m = 85 - 113 \text{ kg}$	$m = 97 - 130 \text{ kg}$
morbidná obezita	> 40,0	$m > 113 \text{ kg}$	$m > 130 \text{ kg}$

Tabuľka 1.1: Rozdelenie populácie na skupiny podľa hodnoty BMI [4] a vypočítané hodnoty hmotnosti m pre jednotlivé skupiny pre priemernú ženu s výškou $h = 168 \text{ cm}$ a muža s výškou $h = 180 \text{ cm}$.

Podľa Svetovej zdravotníckej organizácie (WHO) sa od 80. rokov 20. storočia v mnohých krajinách Európy prípady obezity strojnásobili a v dnešnej dobe je obezita jedným z najväč-

ších problémov verejného zdravia a WHO ju označilo za globálnu epidémiu [5]. Viac ako dve miliardy ľudí, čo je približne 30 % celosvetovej populácie má BMI vyššie ako 25 kg/m² [6], v roku 2016 bolo celosvetovo 13 % dospelých obéznych, teda s BMI vyšším ako 30 kg/m² [5]. V Európskej únii nadváha postihuje 30 - 70 % a obezita 10 - 30 % dospelých ľudí [5]. Konkrétne v Českej republike sa počet obéznych mužov zvýšil z 10 % v roku 1975 na 27 % v roku 2016 (u žien je nárast z 18 % na 27 %) a počet morbidne obéznych ľudí, teda s BMI vyšším ako 40,0 kg/m², sa za toto obdobie u oboch pohlaví zvýšil približne o 1,5 % [7].

Obezita ovplyvňuje všetky aspekty zdravotnej starostlivosti, čo zahŕňa aj rádiodiagnostiku. So zvyšujúcim sa počtom obéznych ľudí sa zvyšuje aj počet obéznych pacientov a CT vyšetrenie bariatrických pacientov (obéznych až morbidne obéznych) sa stáva bežným v rádiologickej praxi. S týmto trendom sú spojené viaceré problémy technického, či fyzikálneho charakteru. U bariatrických pacientov môžu nastať problémy s veľkosťou gantry, veľkosťou zorného poľa, z ktorého sú naberané CT dáta a následne rekonštruovaný CT obraz, s hmotnostným limitom stola, či s výkonom generátorov. Medzi problémy fyzikálne plynúce z podstaty CT vyšetrenia patria rôzne artefakty, napríklad, u obéznych pacientov je šum výrazným artefaktom a preto je potrebný vyšší počet fotónov, ktorý generuje dostatočný pomer signálu k šumu (SNR), to však vedie k vyššej radiačnej záťaži pacienta. Ďalej u bariatrických pacientov CT obraz môže obsahovať niekoľko nových artefaktov („truncation“ a „cropping“ artefakty), ktoré sa u pacientov s normálnou hodnotou BMI nevyskytujú. Zároveň všetky artefakty môžu viesť k nižšej viditeľnosti patologických zmien a obtiažnemu popisu CT obrazov, niekedy až do takej miery, že CT vyšetrenie stráca diagnostickú informáciu a musí byť zopakované s upravenými expozičnými parametrami [8].

1.1 Technické obmedzenia

Technické parametre CT prístrojov sa vylepšujú a upravujú aj s ohľadom na zvyšujúci sa počet bariatrických pacientov. U starších modelov CT skenerov sa maximálne zaťaženie stola pohybovalo okolo 200 kg. Gantry malo priemer 70 cm s priemerom zorného poľa 50 cm. V dnešnej dobe moderné CT skenery poskytujú hmotnostný limit stola okolo 300 kg, priemer gantry 85 cm a priemer zorného poľa 78 cm [8, 9]. Maximálny prúd röntgenky u niektorých moderných prístrojov dosahuje až 1300 mA a maximálne nastaviteľné napätie je 150 kV. Generátory disponujú maximálnym výkonom 120 kW [9, 10]. Zároveň u bariatrických CT vyšetrení sa odporúča použitie iteratívnej rekonštrukcie namiesto bežne používanej filtrovanej spätnej projekcie, pretože iteratívna rekonštrukcia môže viesť k redukcii šumu a tým k zlepšeniu rozlíšenia pri nízkom kontraste bez značnej straty priestorového rozlíšenia [8]. U niektorých nových CT skenerov sa už používa výhradne iteratívna rekonštrukcia, prípadne rekonštrukcia s použitím umelej inteligencie, ak je k dispozícii, bez možnosti voľby rekonštrukcie filtrovanou spätnou projekciou.

1.2 Artefakty v CT obrazoch bariatrických pacientov

Pojem CT artefakt je používaný na popis systematických rozdielov medzi CT číslami v rekonštruovanom obraze a skutočnými súčiniteľmi zoslabenia daného objektu [11]. Artefakty sa

môžu vyskytovať u všetkých zobrazovacích modalít v rádiológii. Všeobecne sú to javy, ktoré sa vyskytujú v získanom obraze, no v skutočnosti ich skenovaný objekt neobsahuje [12]. Zo svojej podstaty je CT náchylnejšie na artefakty oproti konvenčnej rádiológii, čím dochádza k degradácii CT obrazu, niekedy až do takej miery, že sa stane diagnosticky nepoužiteľným [11].

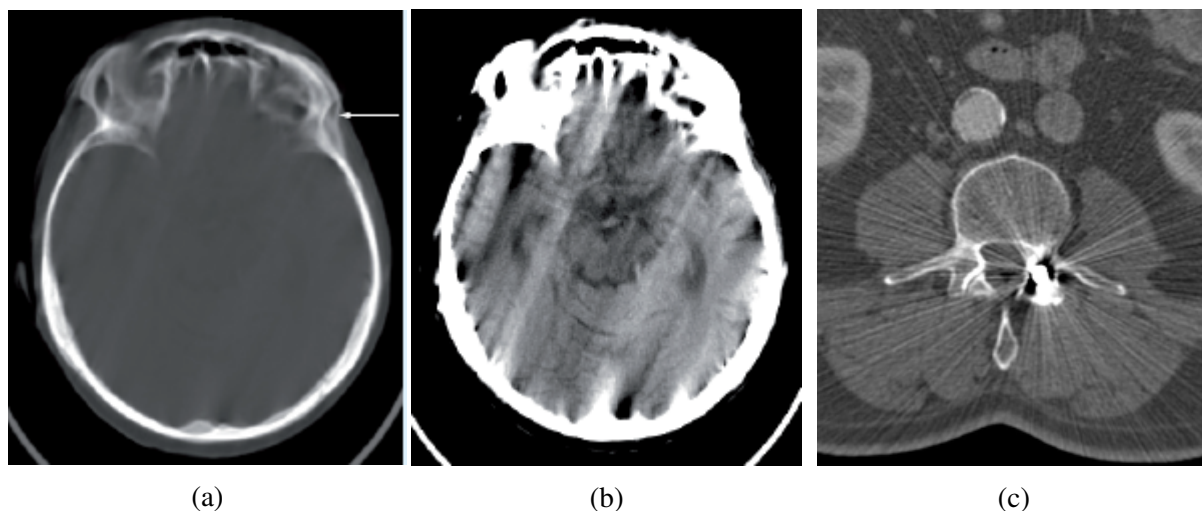
Na základe zdroja je možné CT artefakty rozdeliť na artefakty zapríčinené samotným pacientom, artefakty spôsobené fyzikálnym procesom akvizície CT dát a artefakty spôsobené hardvérom [13].

1.2.1 Artefakty zapríčinené pacientom

K artefaktom, ktoré sú spôsobené samotným pacientom, patria artefakty z pohybu pacienta (dobrovoľného a mimovoľného), artefakty z kostí, či kovových implantátov, prípadne artefakty spôsobené oblečením, alebo šperkami [13].

Pohyb pacienta, resp. jeho orgánov môže viesť k zdvojeniu štruktúr, rozmazaniu, či vzniku pruhov v rekonštruovanom CT obraze (Obr. 1.1 (a), (b)). Obmedzením dobrovoľného pohybu pacienta použitím polohovacích pomôcok, alebo v niektorých prípadoch podaním sedatív, sa minimalizujú artefakty zapríčinené týmto pohybom. Artefakty z mimovoľných pohybov, ako sú pohyby orgánov, sa môžu redukovať, napríklad zadržaním dychu pri vyšetreniach trupu (obmedzenie dýchacích pohybov), alebo u pohybov, ktoré sa nedajú korigovať (pohyb srdca) k minimalizácii artefaktu prispieva zníženie skenovacieho času [11, 14].

Kovové predmety (implantáty) spôsobujú artefakty nazývané „streak“ artefakty, ktoré sa prejavujú ako pruhy smerujúce z jedného miesta v CT obraze. V blízkosti príčiny artefaktu dochádza aj k strate signálu (Obr. 1.1 (c)) čierne miesta okolo kovového materiálu). Tieto artefakty sú spôsobené vysokou hustotou kovu, ktorá je mimo normálny rozsah ľudských tkanív a vedie k nekompletným profilom zoslabenia a chybám pri rekonštrukcii. K redukcii týchto artefaktov sú používané špeciálne softvérové korekcie [11, 14].



Obr. 1.1: CT obraz hlavy zobrazujúci pohybové artefakty ako rozmazanie, zdvojené štruktúry (a), pruhy (b) a „streak“ artefakty (c) spôsobené kovovým implantátom [11, 14].

1.2.2 Artefakty spôsobené fyzikálnym procesom akvizície

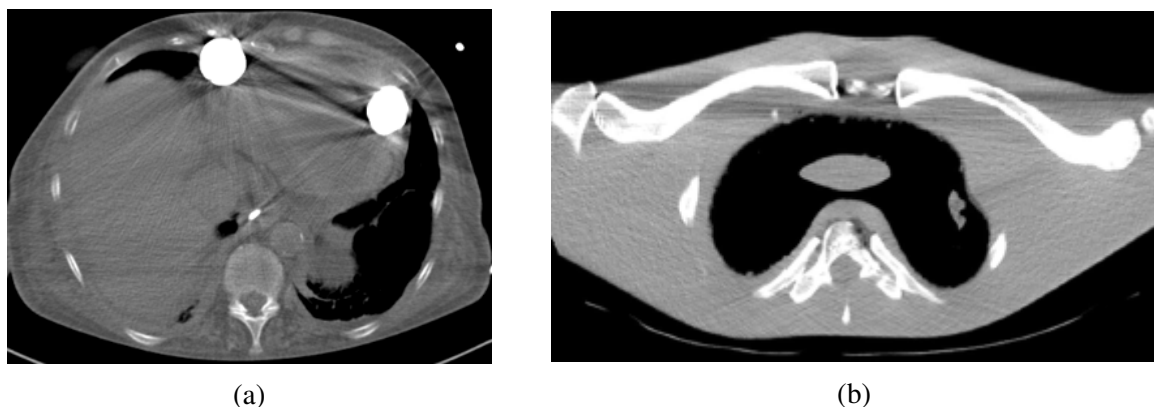
Artefakty zapríčinené fyzikálnym procesom akvizície CT dát môžu byť artefakty spôsobené vytvrdzovaním röntgenového zväzku, „photon starvation“ artefakty, „aliasing“, artefakty čiastočného objemu a kvantový šum, ktorý je prítomný aj v iných zobrazovacích modalitách [13].

K artefaktom, ktoré vznikajú kvôli tvrdeniu röntgenového zväzku patria „cupping“ artefakty a tmavé pásy/pruhy. „Cupping“ artefakty vznikajú, pretože zväzok prechádzajúci cez periférne časti objektu, napríklad válcového fantómu, je vytvrdzovaný menej, ako keď prechádza cez stred tohto fantómu [11, 14]. V moderných CT skeneroch sú implementované korekcie vytvrdzovania zväzku, preto v klinickej praxi sa „cupping“ artefakty väčšinou nevyskytujú [13]. Ďalej v dôsledku tvrdenia zväzku môžu vzniknúť tmavé pásy/pruhy v miestach medzi dvoma denznými objektami ako kosti, či jódomá KL (Obr. 1.2 (a)). Tieto artefakty sa vyskytujú, pretože v určitej pozícii röntgenky časť zväzku prechádzajúca jedným denzným objektom je vytvrdzovaná menej, ako keď v inej pozícii röntgenky prechádza oboma denznými objektami [11, 14]. Tieto pruhy sa môžu vyskytnúť aj pozdĺž pozdĺžnej osi jedného objektu s vysokým súčiniteľom zoslabenia, napr. KL [13]. K redukcii efektov spojených s vytvrdzovaním zväzku dochádza aj pri použití dual energy (DE) módu náberu dát, kedy je objekt skenovaný s použitím dvoch napätí. Pomocou DE náberu dát je následne možné zrekonštruovať virtuálne monochromatické CT obrazy, v ktorých sa neobjavujú artefakty z tvrdenia röntgenového zväzku [14].

Artefakt čiastočného objemu sa vyskytuje u objektov menších ako hrúbka rezu, kedy dochádza k priemerovaniu signálu daného objektu s okolím v danom voxelu a takýto malý objekt sa vo výslednom CT obraze nemusí prejaviť. Ďalej sa artefakt čiastočného objemu môže objaviť u CT voxelov, v ktorých sa nachádzajú veľmi odlišné tkanivá z hľadiska absorpcie žiarenia. U takýchto voxelov je potom zoslabenie zväzku úmerné priemernej hodnote týchto tkanív. Zrekonštruovaním tenších rezov sa docíli minimalizácia tohto artefaktu. [13].

„Photon starvation“ vytvára artefakty tvaru pruhov v oblastiach s vysokým zoslabením, napríklad oblasť ramien. Na minimalizovanie tohto artefaktu sa používa automatická modulácia prúdu (ATCM), ktorá zvyšuje, resp. znižuje prúd röntgenky na základe šírky pacienta v danej pozícii röntgenky. Ak by nebola použitá ATCM, dochádzalo by k veľkému zoslabeniu v horizontálnej polohe, na detektory by dopadalo nedostatočné množstvo fotónov, čo by viedlo k veľkému šumu v tejto projekcii a pri rekonštrukcii by sa to v CT obraze prejavilo ako horizontálne pruhy (Obr. 1.2 (b)) [11, 13].

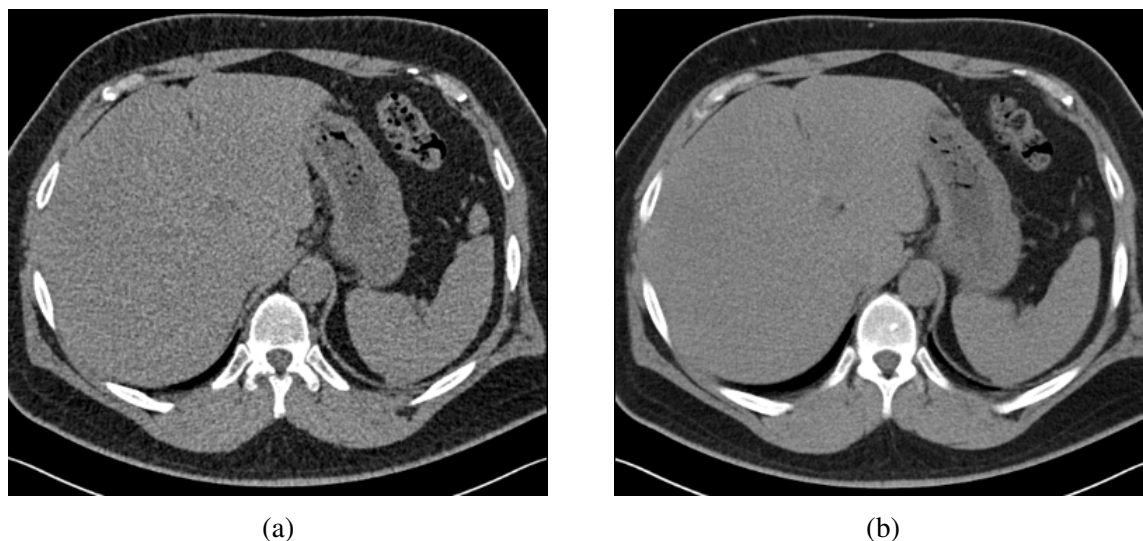
„Aliasing“ artefakt, známy aj ako podvzorkovanie, je spôsobený chybami pri digitalizácii obrazu plynúcimi z malého počtu projekcií. Zvýšením počtu projekcií na jednu rotáciu röntgenky sa tento artefakt minimalizuje [11, 13].



Obr. 1.2: Tmavé pásy spôsobené vytvrdzovaním zväzku denznými objektmi (kovové implantáty) a zároveň streak artefakty z kovových implantátov (a) [IKEM] a „photon starvation“ artefakt v oblasti ramien (b) [11].

Najbežnejším artefaktom u CT vyšetrení bariatrických pacientov je kvantový šum. Šum v obraze sa vyskytuje v dôsledku nedostatočného počtu fotónov dopadajúceho na detektor a zvyšuje sa exponenciálne so zväčšujúcou sa veľkosťou pacienta, kvôli väčšiemu exponenciálnemu zoslabeniu fotónov [8]. Šum spôsobuje zrnitý vzhľad CT obrazov. Môže sa merať pomocou pomeru signálu k šumu, veličina SNR (z anglického „signal to noise ratio“), ktorá porovnáva získaný signál (stredná hodnota CT čísla) a šum (smerodajná odchýlka CT čísla) v oblasti záujmu (ROI). Vyššia hodnota SNR znamená nižšie množstvo šumu v CT obraze [14, 15].

Šum je úmerný prevrátenej hodnote druhej odmocniny počtu fotónov ($1/\sqrt{N}$, N je počet fotónov), ktoré tvoria obraz. Preto zvýšením počtu fotónov produkovaných röntgenkou, sa zvýši aj počet fotónov dopadajúcich na detektor a tým sa zníži šum v obraze. Zvýšenie počtu fotónov produkovaných röntgenkou je možné dosiahnuť zvýšením prúdu röntgenky. To vedie zároveň k zvýšeniu radiačnej záťaže pacienta, keďže dávka je lineárne úmerná prúdu röntgenky, ak sa ostatné parametre nemenia. Zvyšovanie prúdu röntgenky je však obmedzené výkonom generátorov a zahrievaním röntgenky. Väčšina moderných CT skenerov má k dispozícii automatickú moduláciu prúdu, ktorá mení prúd röntgenky podľa veľkosti pacienta. Zároveň je šum úmerný prevrátenej hodnote druhej odmocniny zo súčinu hrúbky rezu a elektrického množstva ($1/\sqrt{h * mAs}$), h je hrúbka rezu, mAs odpovedá elektrickému množstvu). Teda zvýšením hrúbky rekonštruovaných rezov je možné dosiahnuť nižší šum v obraze pri rovnakom nastavení ostatných parametrov (Obr. 1.3). [8, 14]



Obr. 1.3: CT obraz brucha rekonštruovaný s hrúbkou rezu 1 mm (a) a 5 mm (b) pri rovnakom nastavení ostatných parametrov [IKEM].

Ďalšími parametrami, ktoré ovplyvnia šum v obraze sú napríklad expozičný čas, resp. čas na jednu rotáciu röntgenky a teda aj čas na celý sken, pitch faktor a napätie röntgenky. Zvýšením času na jednu rotáciu röntgenky, sa zníži šum v obraze, keďže, rovnako ako pri prúde, môže byť produkované väčšie množstvo fotónov na jednu rotáciu röntgenky a aj väčšie množstvo fotónov dopadne na detektor a tvorí obraz. Zároveň opäť sa zvýši dávka pacientovi [8]. Keď zvýšime elektrické množstvo (mAs) dvojnásobne, zvýši sa nám hodnota SNR o 40 % [15].

U pitch faktora platilo, že k zníženiu šumu dôjde v prípade, keď sa pitch faktor zníži. Vtedy sa spomalí pohyb stola (pri zachovaní rovnakej kolimácie röntgenového zväzku) cez gantry a znova môže byť produkovaných viac fotónov na jednu rotáciu röntgenky, čo vedie k zvýšeniu radiačnej záťaže pacienta [8]. V dnešnej dobe s modernými CT prístrojmi, ktoré disponujú automatickou moduláciou prúdu, dávka pacientovi ani šum v obraze už nie sú tak ovplyvnené voľbou pitch faktora ako v minulosti. Dávka aj šum v obraze sú určené nastavením špecifického parametra podľa daného výrobcu a na zmenu pitch faktora zareaguje automatická modulácia prúdu, ktorá sa snaží doceliť požadovanú kvalitu obrazu určenú špecifickým parametrom. Teda, napríklad pri zvýšení pitch faktora, automatická modulácia prúdu zvýši prúd, aby sa dosiahla požadovaná kvalita obrazu a teda šum sa nezvýši. [16]

Zvýšením napätia röntgenky sa dosiahne zvýšenie maximálnej energie fotónov a zväzok žiarenia je prieraznejší. Zároveň zvýšením napätia sa zvýši efektívnosť produkcie brzdného žiarenia v röntgenke a tým pádom sa zvýši počet fotónov produkovaných röntgenkou, čoho dôsledkom je zníženie šumu v obraze. Oproti prúde je vzťah medzi dávkou a napätím nelineárny a zároveň zvýšenie napätia vedie k zníženiu kontrastu v obraze [8].

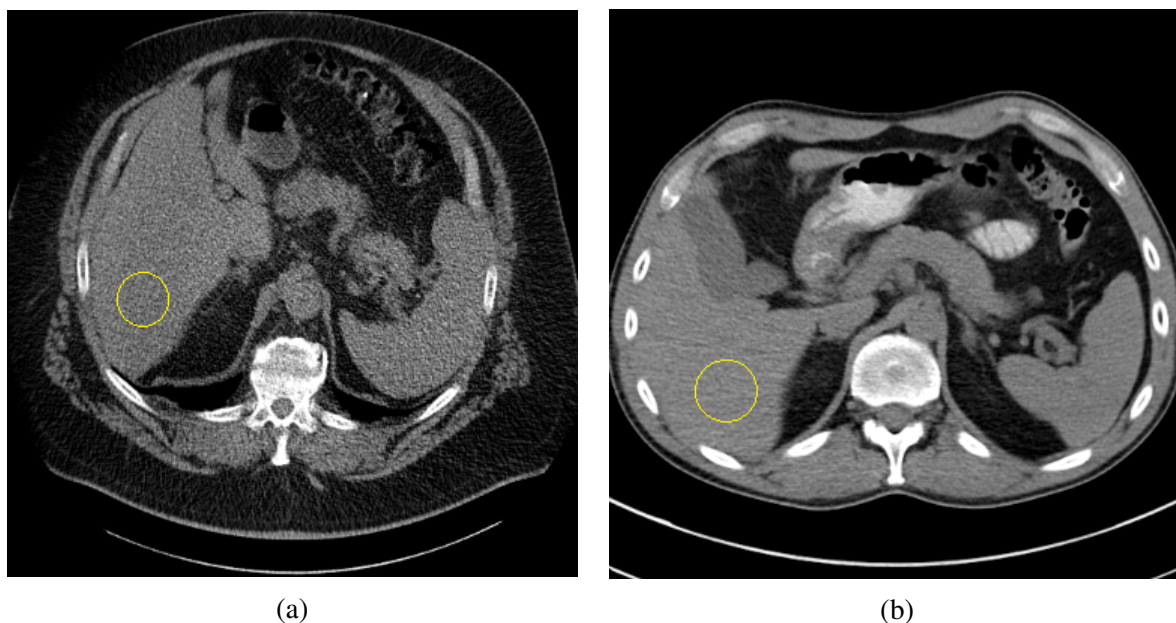
Na obrázku nižšie (Obr. 1.4) sú zobrazené dva CT obrazy brušnej dutiny. CT obrazy sú od dvoch rozličných pacientov, zobrazené s rovnakým nastavením hodnoty a šírky zobrazovacieho okna, približne v rovnakom reze. Nastavenie hodnoty a šírky okna, tzv. windowing, je proces, pri ktorom sa manipuluje so škálou šedej v CT obraze, čím sa mení vzhľad CT obrazu. Hodnota okna (window level - WL) určuje stred hodnoty pixelov, ktoré sú zobrazované a šírka okna (win-

dow width - WW) určuje rozsah, teda zobrazované hodnoty nad a pod WL [17]. Na zobrazenie brušnej dutiny sa používa mäkkotkanivové nastavenie okna s WL = 50 a WW = 400 [18].

Jeden pacient bol na základne BMI zaradený do morbidne obeznej skupiny a druhý pacient do normálnej (Tab. 1.2). Pri obéznom pacientovi boli expozičné parametre (napätie a prúd) vyššie, čo viedlo aj k vyššej dávke pacientovi. V tabuľke sú uvedené aj hodnoty $CTDI_{VOL}$ (objemový kermový index výpočtovej tomografie, podľa nového formalizmu označovaný C_{VOL} , v práci bude naďalej používaná skratka $CTDI_{VOL}$) a SSDE, čo je veličina vychádzajúca z $CTDI_{VOL}$ násobená konverzným faktorom stanoveným na základe efektívneho priemeru pacienta. Efektívny priemer je vypočítaný ako odmocnina zo súčinu predozadného (AP) a laterálneho (LAT) priemeru ($\sqrt{AP * LAT}$) [19]. SSDE narozdiel od $CTDI_{VOL}$ zohľadňuje veľkosť pacienta a lepšie odhaduje dávku pacientovi. SSDE je u pacienta 2 o 30 % nižšie v porovnaní s pacientom 1, zatiaľ čo rozdiel $CTDI_{VOL}$ je takmer 70 %. Na týchto dvoch CT obrazoch (Obr. 1.4) je možné pozorovať vplyv obezity pacienta na množstvo šumu v obraze, ktorý sa prejavuje zrnitejším vzhľadom CT obrazu pacienta 1. Na kvantitatívne porovnanie šumu boli stanovené priemerné CT čísla a SD v ROI zakreslenej v pečeni, z ktorých bola vypočítaná hodnota SNR pre oboch pacientov. U pacienta 1 je hodnota SNR o približne 80 % nižšia ako u pacienta 2 (Tab. 1.2), čo značí horšiu kvalitu CT obrazu pacienta 1 z hľadiska šumu.

	výška [cm]	hmotnosť [kg]	BMI [kg/m ²]	AP [cm]	LAT [cm]	efektívny priemer [cm]
pacient 1	185	165	48,2	44,0	48,2	46,1
pacient 2	180	80	24,7	20,7	32,5	25,9
	napätie [kV]	prúd [mA]	expozičný čas [ms]	$CTDI_{VOL}$ [mGy]	pitch [-]	
pacient 1	140	560	500	23,9	1,15	
pacient 2	120	275	500	8,1	1,15	
	priemerné CT číslo [HU]	smer. odchýlka [HU]	SNR [-]	konverzný faktor [-]	SSDE [mGy]	
pacient 1	37	45	0,8	0,71	17,0	
pacient 2	52	12	4,3	1,43	11,6	

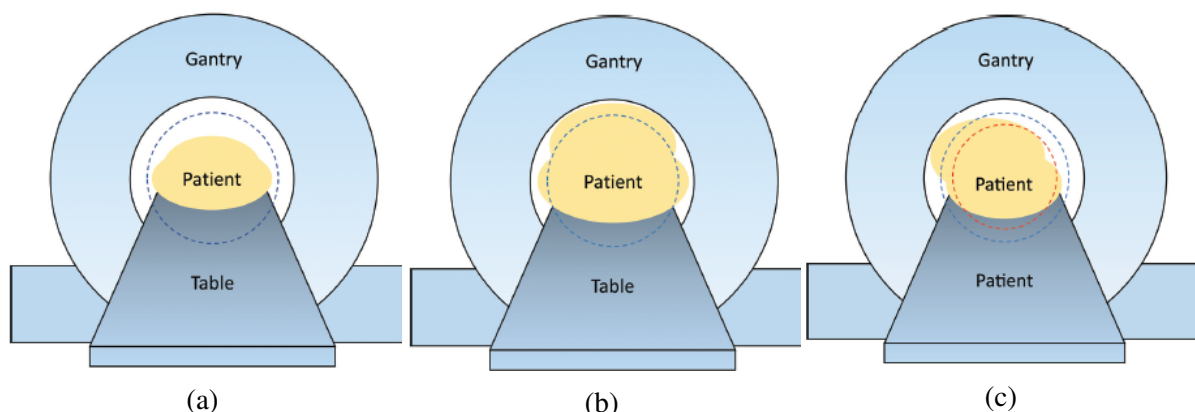
Tabuľka 1.2: Hodnoty parametrov obézneho pacienta (pacient 1) a normálneho pacienta (pacient 2), hodnoty parametrov skenovania a stanovené hodnoty priemerného CT čísla, SD a SNR v ROI zakreslenej v pečeni.



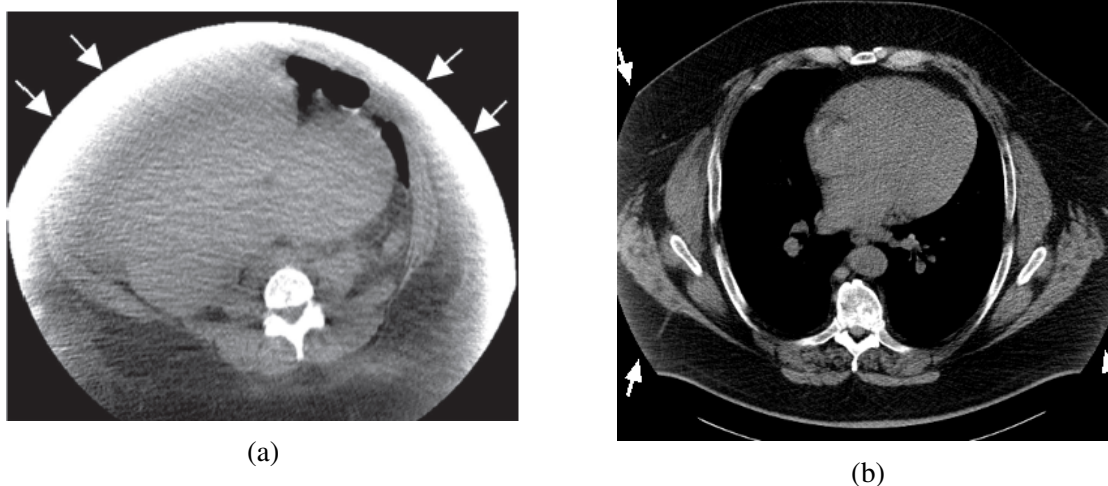
Obr. 1.4: Porovnanie CT obrazov dvoch pacientov z hľadiska šumu na základe stanovenia SNR v ROI umiestnenej v pečeni. CT obraz pacienta 1 (a) obsahuje viac šumu a má päťkrát nižšie SNR ako CT obraz pacienta 2 (b) [IKEM].

1.2.3 Artefakty zapríčinené hardvérom

Artefakty, ktoré sa vyskytujú hlavne u obéznych, resp. morbidne obéznych pacientov, sú spojené s veľkosťou zorného poľa (FOV) a ide o hardvérové artefakty. K zoslabeniu žiarenia dochádza v tele pacienta a rekonštrukčný algoritmus počíta s tým, že sa to deje v FOV. Ak je pacient obézny až morbidne obézny, jeho periférne časti, čo je väčšinou tukové tkanivo sa nachádzajú mimo FOV (Obr. 1.5) a na zrekonštruovanom CT obraze zdanlivo majú väčšie zoslabenie, ako v skutočnosti. Keď sa tento artefakt vyskytuje po celom obvode pacienta (teda po celom obvode pacient vyčnieva z FOV), nazýva sa „truncation“ artefakt. Keď je len určitá časť pacienta mimo FOV, nazýva sa to „cropping“ artefakt (Obr. 1.6). Oba tieto artefakty sú problémom, pretože môžu viesť k skresleniu alebo úplnému vylúčeniu niektorých anatomických, či patologických štruktúr z CT obrazu, napríklad metastázy v mäkkom tkanive. Artefakty sa dajú minimalizovať zväčšením FOV, ktoré je u väčšiny skenerov max. 50 cm, alebo použitím možnosti rozšíreného zrekonštruovaného FOV, ak touto možnosťou CT skener disponuje [8].

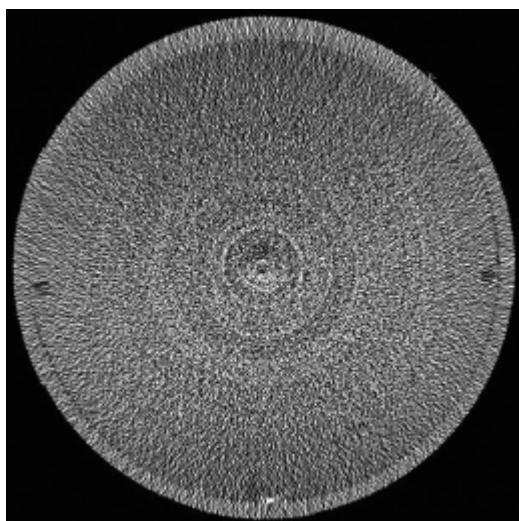


Obr. 1.5: Nákres normálneho pacienta vzhľadom k FOV (a), pacienta ktorý presahuje FOV po celom obvode (b), čoho dôsledkom je „truncation“ artefakt a pacienta, ktorý presahuje FOV na jednej strane (c), čoho dôsledkom je „cropping“ artefakt [8].

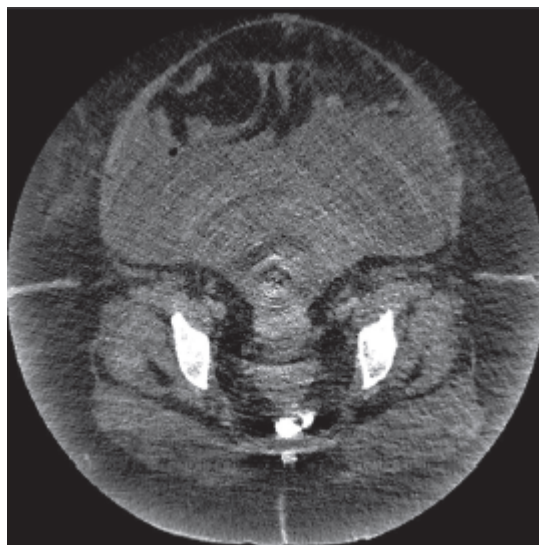


Obr. 1.6: Truncation artefakt (a) [8] a cropping artefakt (b) [IKEM].

Ďalším hardvérovým artefaktom, ktorý je výraznejší u bariatických CT vyšetrení je kruhový artefakt. Kruhový artefakt vzniká, keď jeden z detekčných elementov je nesprávne skalibrovaný, element tak dáva po celú dobu skenovania (v každom uhle rotácie röntgenky) chybné dáta, čo vedie ku kruhovému artefaktu okolo centra rotácie v CT obraze (Obr. 1.7 (a)) [11]. Pretože detektory CT prístroja nie sú nikdy kalibrované so 100 % presnosťou, kruhové artefakty nie sú nikdy úplne eliminované. U normálnych pacientov je tento artefakt zvyčajne nedetekovateľný, pretože ani „photon starvation“ a kvantový šum nie sú u týchto pacientov problémové. No u bariatických pacientov aj malé rozdiely v citlivosti detekčných elementov môžu viesť k zvýšeniu problému so šumom a následnej viditeľnosti kruhových artefaktov (Obr. 1.7 (b)). Pri výskyte kruhových artefaktov u normálnych pacientov je potrebné vykonať recalibráciu detektorov, u obéznych pacientov je možné tento artefakt minimalizovať zvýšením prúdu a/alebo napätia za cenu vyššej radiačnej záťaže pacienta. [8, 11]



(a)



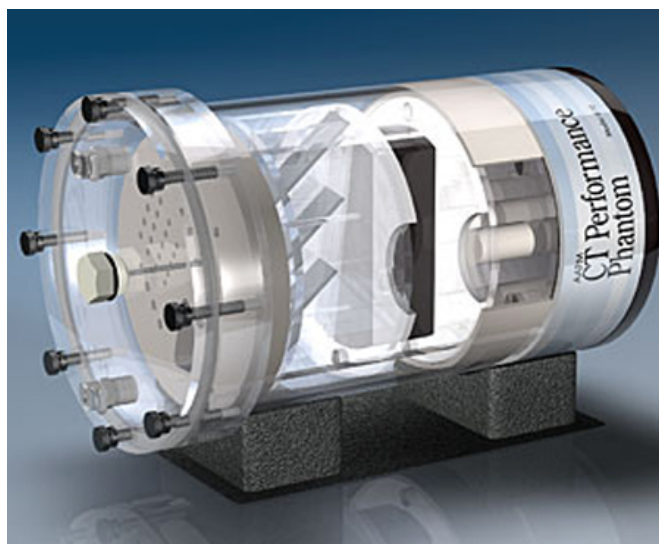
(b)

Obr. 1.7: Kruhový artefakt vo vodnom fantóme spôsobený nesprávnou kalibráciou niektorých detekčných elementov (a) [11] a u bariatrického pacienta spôsobený nepresnou kalibráciou detektorov (b) [8].

Kapitola 2

Medicínske fantómy

Fantómy, resp. zobrazovacie fantómy, sú špeciálne navrhnuté objekty používané v medicíne na testovanie zobrazovacích systémov bez nutnosti vystaviť pacientov zbytočnej radiačnej záťaži. Fantómami je možné vykonať kontrolu kvality zobrazenia, hodnotenie použitých rekonštrukčných techník, či analýzu CT obrazov z hľadiska rôznych obrazových aspektov [20, 21]. K takýmto fantómom patria napríklad fantómy niekedy označované aj ako kalibračné, alebo fantómy pre stanovenie $CTDI_{VOL}$, ktoré majú jednoduché, presne definované väčšinou symetrické tvary (napr. valec, disk) (Obr. 2.1) [20]. Sú vyrobené z materiálov známej hustoty (napr. PMMA / voda) a využívajú na kontrolu kvality (QA), kde okrem kontroly správnych hodnôt CT čísel zobrazovaného fantómu sa ďalej vykonáva aj kontrola homogenity, šumu, či rozlíšenia pri vysokom a nízkom kontraste. Tieto fantómy vzhľadom k svojmu tvaru nesimulujú reálneho pacienta. Geometrický faktor, ako je veľkosť, tvar, či anatómia tela pacienta, môže mať vplyv na kvalitu CT obrazu a v optimalizačných štúdiách by sa tento faktor mal brať do úvahy [22]. Pre tieto účely je vhodnejšie použiť antropomorfné, resp. semiantropomorfné fantómy.



Obr. 2.1: Kalibračný fantóm AAPM CT Performance Phantom CIRS 610 [23].

Antropomorfné fantómy sú objekty, vytvorené na základe reálnych CT dát, ktoré simulujú reálneho pacienta. Sú vyrobené z materiálov, ktoré majú podobnú charakteristiku z hľadiska zoslabenia a rozptylu žiarenia ako tkanivá ľudského tela. Ich tvar odpovedá anatómii a veľkosti tela. Vďaka výrobe na základe reálnych CT dát môžu byť tieto fantómy použité na rozličné účely. Metódou pokus - omyl, ktorá z etických dôvodov nemôže byť vykonávaná na reálnych pacientoch, sa týmito fantómami môžu optimalizovať nové protokoly alebo rekonštrukčné techniky, či vykonávať dávkové optimalizácie [20].

V dnešnej dobe sú k dispozícii komerčne dostupné antropomorfné fantómy (napr. Torso Phantom Model CIRS 600 / 602), ktoré obsahujú, v prípade fantómu trupu, orgány ako pľúca, srdce, pečeň, slezina, pankreas, obličky, kosti hrudného koša a ďalej materiál obklopujúci orgány, ktorý simuluje zmes tuku a svalového tkaniva. Všetky tieto orgány majú fyzikálnu hustotu a lineárny súčiniteľ zoslabenia približne odpovedajúci danému tkanivu, resp. orgánu (s odchýlkou do 2 %) a na CT obrazoch sú jasne rozlíšiteľné [23]. Fantómy existujú buď ako 3D transaxiálne rezy určitej hrúbky, z ktorých sa zostaví celý fantóm, alebo ako jeden 3D celok (Obr. 2.2). U niektorých modelov je možná manipulácia s orgánmi a taktiež intersticiálne dutiny sa dajú vyplniť vodou, resp. tekutinou napodobujúcou krv [24]. Tieto modifikácie dodávajú fantómu flexibilitu v používaní. Je vhodný na dozimetriu a rôzne štúdie, kde sú bodom záujmu osobitné vnútorné orgány, a taktiež na vzdelávanie rádiológov a rádiologických asistentov vo veci vplyvu jednotlivých expozičných parametrov na CT obraz. Pre dávkové štúdie je v niektorých orgánoch už predpripravené miesto na termoluminiscenčné dozimetre (TLD) a u vyberateľných orgánov je výhodou určitá flexibilita v umiestnení TLD [23].



(a)



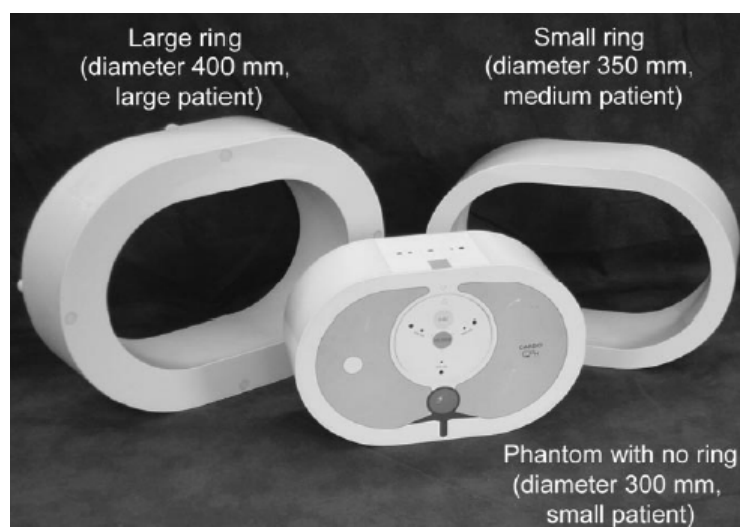
(b)

Obr. 2.2: Antropomorfné fantómy Torso Phantom CIRS model 600 (a) a model 602 (b) [23, 24].

Jednou z nevýhod u týchto fantómov je ich nezmeniteľná veľkosť, teda väčšinou reprezentujú klasického referenčného človeka (70 - 80 kg). U referenčných pacientov sú CT vyšetrenia dobre optimalizované a expozičné parametre sú nastavené tak, aby CT obrazy niesli dostatočnú

diagnostickú informáciu vzhľadom k radiačnej záťaži pacienta. Problém nastáva, keď má pacient nadváhu alebo až obezitu, čo v dnešnej dobe nie je nič nezvyčajné. Obézni pacienti sú častejší ako v minulosti. V IKEM prichádza na CT vyšetrenie približne tretina pacientov s BMI nad 30 kg/m^2 a za rok sa na CT vyšetrení objaví asi 50 pacientov s hmotnosťou nad 150 kg, čo u väčšiny značí morbidnú obezitu. Títo pacienti sú problémoví, keďže na CT obrazoch môžu vzniknúť artefakty popisované v prvej kapitole, ktoré zhoršujú kvalitu obrazu. U týchto pacientov by bolo vhodné použiť vyšetrovací protokol, ktorý bude lepšie optimalizovaný vzhľadom k ich nadváhe. Túto optimalizáciu však nie je možné vykonať na samotných pacientoch z etických dôvodov a z princípov radiačnej ochrany a taktiež to nie je možné vykonať ani na fantómoch, ktoré veľkosťou nie sú dostatočne reprezentujúce.

K niektorým komerčným semiantropomorfným fantómom je možné dokúpiť rozširovací prstenec materiálu (Obr. 2.3) okolo základného fantómu, ktorý zaistí napodobenie ďalšej veľkosti pacienta [25]. To poskytuje jedno riešenie, ako sa vysporiadať so simuláciou rozličných pacientov, avšak nielen antropomorfné, či semiantropomorfné fantómy, ale aj jednoduché fantómy spomínané na začiatku kapitoly majú jednu veľkú nevýhodu - sú finančne náročné [21]. Cena antropomorfných fantómov sa pohybuje v radoch stotisícov až miliónov Kč (od 400 - 500 tisíc Kč nahor).

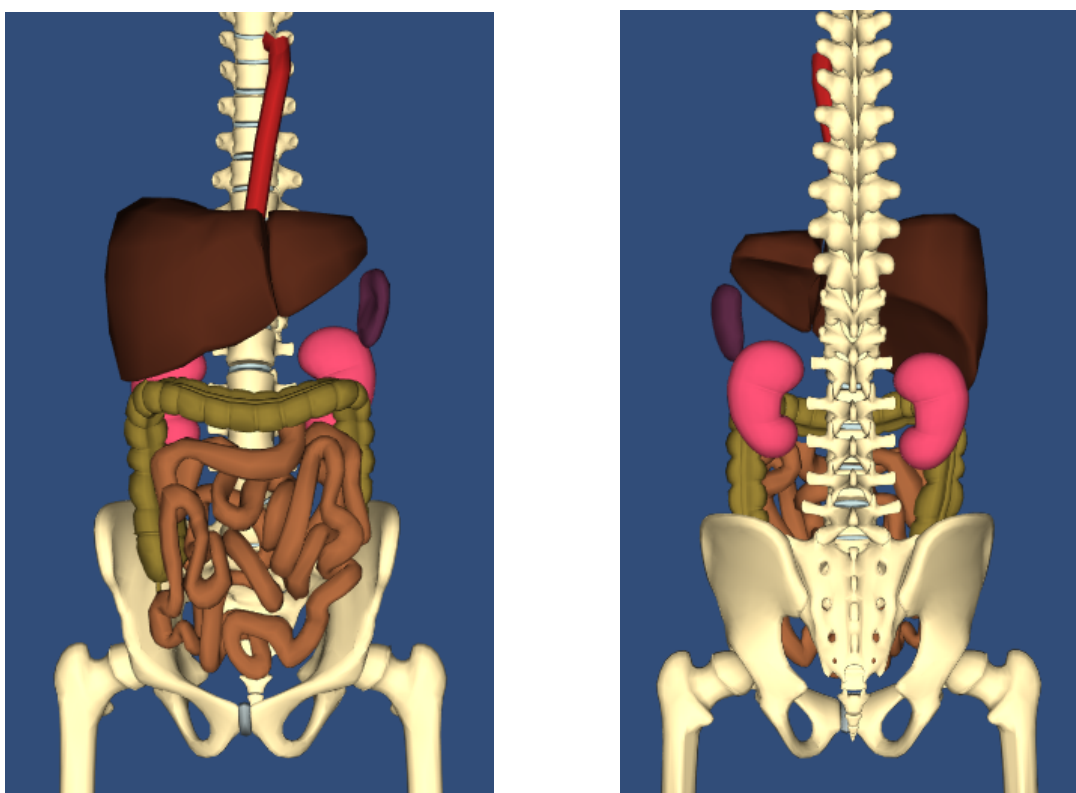


Obr. 2.3: Semiantropomorfný fantóm hrudníka s dvomi rozširovacími prstencami pre simuláciu rôznych pacientov [25].

Riešením týchto problémom môže byť využitie 3D tlače na zostrojenie fantómu. V posledných rokoch nastal rozvoj rôznych typov 3D tlače, ktoré využívajú rozličné materiály na tvorbu objektov a tým sa tento druh tlače dokáže uplatniť aj v medicíne na tvorbu zobrazovacích fantómov. Tento spôsob je ideálny na tvorbu prispôsobiteľných, relatívne lacných a opakovane použiteľných fantómov [21].

Ideou je navrhnuť a vyrobiť antropomorfný fantóm, ktorý bude vhodne reprezentovať ľudské telo. Fantóm bude navrhnutý podľa reálnych patientských CT dát a bude slúžiť na optimalizáciu CT vyšetrení obéznych pacientov.

Antropomorfný fantóm bude reprezentovať trup človeka. Je to časť tela, ktorá obsahuje rôznorodé tkanivá, takže klasickými PMMA, alebo vodnými fantómami nedokážeme simulovať trup človeka. Zároveň je to časť tela, ktorá je jedným z najčastejšie vyšetovaných oblastí na CT (ďalším častým vyšetrením je CT hlavy) a taktiež sa veľkosťou líši viac u jednotlivých pacientov v porovnaní s hlavou. Fantóm bude obsahovať niektoré orgány brušnej dutiny ako aorta, slezina, pečeň, obličky, črevá a kosti panvy spolu s časťou chrbtice (Obr. 2.4). Tieto orgány budú obklopené materiálom, ktorý bude vhodne simulovať tukové tkanivo. Základnú veľkosť fantómu bude možné zväčšiť obručou z materiálu reprezentujúceho tuk pre potreby simulácie pacientov s obezitou. Všetky orgány a tkanivá budú vytvorené z materiálov, ktoré budú z hľadiska zoslabenia žiarenia podobné tkanivám jednotlivých orgánov. Výber vhodných materiálov popisuje kapitola 3.

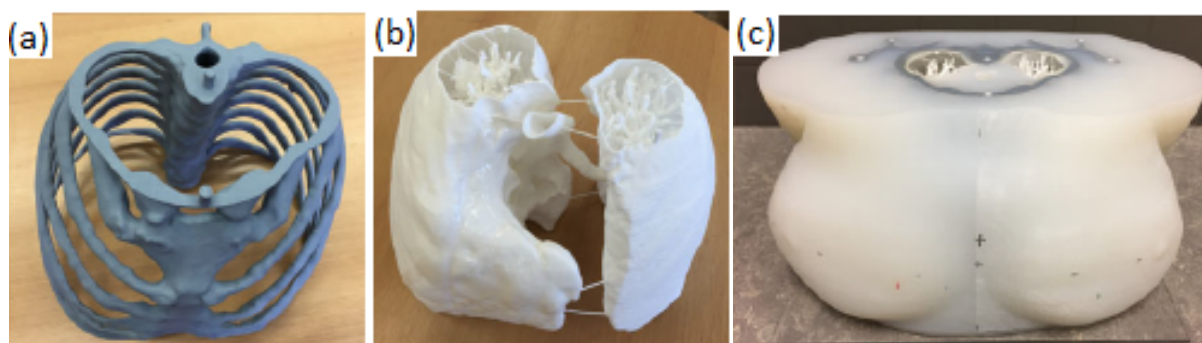


Obr. 2.4: Náčrt trupu ľudskeho tela vytvorený pomocou aplikácie Anatomy 3D s orgánmi, ktoré bude obsahovať vytváraný antropomorfný fantóm.

Myšlienkou vytvoriť antropomorfný fantóm pre účely rádiológie sa zaoberalo už niekoľko rôznych zahraničných autorov.

Hazelaar et al. využili 3D tlač na vytvorenie fantómu hrudníka ženy v reálnej veľkosti na základe CT dát pacientky. 3D model hrudníka bol segmentovaný z 4DCT skenov, aby boli minimalizované dýchacie pohyby. CT sken bol vykonaný pri 120 kV s hrúbkou rezu 2,5 mm a rozlíšením 0,93 x 0,93 mm. Fantóm obsahoval kostné štruktúry hrudníka, pľúca spolu s dýchacími cestami, cievami a pľúcny tumorom a mäkké tkanivo obklopujúce hrudník. Segmentácia prebiehala na základe prahovania podľa CT hodnôt jednotlivých tkanív. Niektoré časti sa upravili, predĺžili alebo zväčšili, napríklad posledné páry rebier, ktoré nie sú pripojené k sternu, pre

lepšiu stabilitu a pevnosť pri tlačení. Jednotlivé tkanivá fantómu boli vyrobené z rôznych materiálov tak, aby čo najviac reprezentovali dané tkanivo (Obr. 2.5) [26]. Prášková sadra s hustotou $\rho = 1,57 \text{ g/cm}^3$ bola použitá pre napodobenie kostí hrudníka, ktorý bol vytlačený na tlačiarňi typu „inkjet“, ktorá využíva práškové materiály a špeciálne kvapalné spojivo na vytvorenie 3D objektov [27]. Na pľúcne tkanivá sa použil nylon s hustotou $\rho = 0,93 \text{ g/cm}^3$, ktorý je v práškovej forme využívaný tlačiarňou typu „Selective Laser Sintering“ (SLS) pracujúcej na princípe zapekania práškového materiálu CO_2 laserom [27]. Mäkké tkanivá boli vytvorené odliatím z formy vytlačenej tiež na tlačiarňi typu SLS. Materiál na odliatie bol silikón s hustotou $\rho = 1,08 \text{ g/cm}^3$. [26]

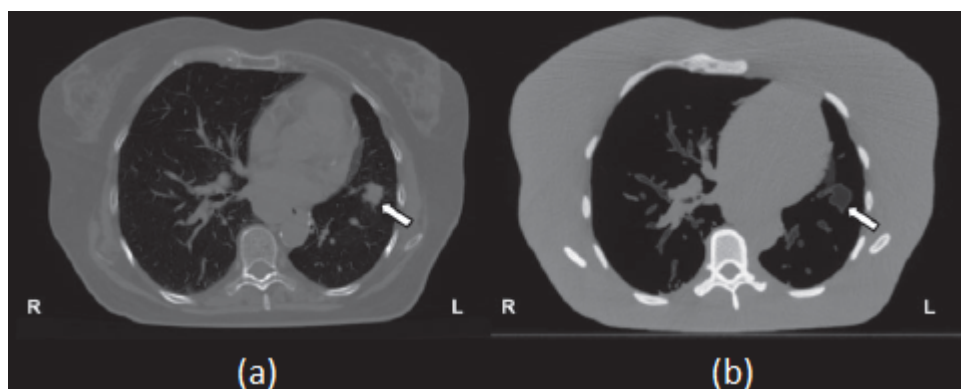


Obr. 2.5: Hrudník vytvorený zo sadry (a), pľúcne štruktúry z nylonu (b) a mäkké tkanivo okolo zo silikónu (c) [26].

Po vytlačení jednotlivých tkanív bol fantóm zostavený a prilepený na tenkú PMMA podložku. Následne bol fantóm oskenovaný na CT prístroji pri napätí 120 kV s hrúbkou rezu 0,625 mm a rozlíšením 0,82 x 0,82 mm. Pre posúdenie podobnosti medzi CT obrazmi fantómu a pacientky boli porovnávané priemerné CT hodnoty jednotlivých tkanív (Tab. 2.1). Materiály napodobujúce kosti a mäkké tkanivo mali priemerné CT čísla vyššie ako ľudské tkanivá a naopak, u pľúcnych štruktúr bolo CT číslo pre fantóm nižšie. Hoci sa líšili aj hustoty jednotlivých tkanív oproti ľudským tkanivám, CT obrázky fantómu vykazovali dobrú podobnosť pacientským CT obrazom (Obr. 2.6) z hľadiska priestorovej presnosti a autori tento fantóm považovali za užitočný pre hodnotenie a optimalizáciu akvizícií, procesingu a rekonštrukčných techník. [26]

dáta	materiál	rozsah CT čísel [HU]	priemerné CT číslo [HU]
pacient	mäkké tkanivá	-168 až +95	-43
fantóm	silikón	-117 až +285	+178
pacient	kosť	+150 až +1437	+371
fantóm	sadra	+372 až +995	+731
pacient	pľúcne štruktúry	-605 až -97	-378
fantóm	nylon	-779 až -229	-512

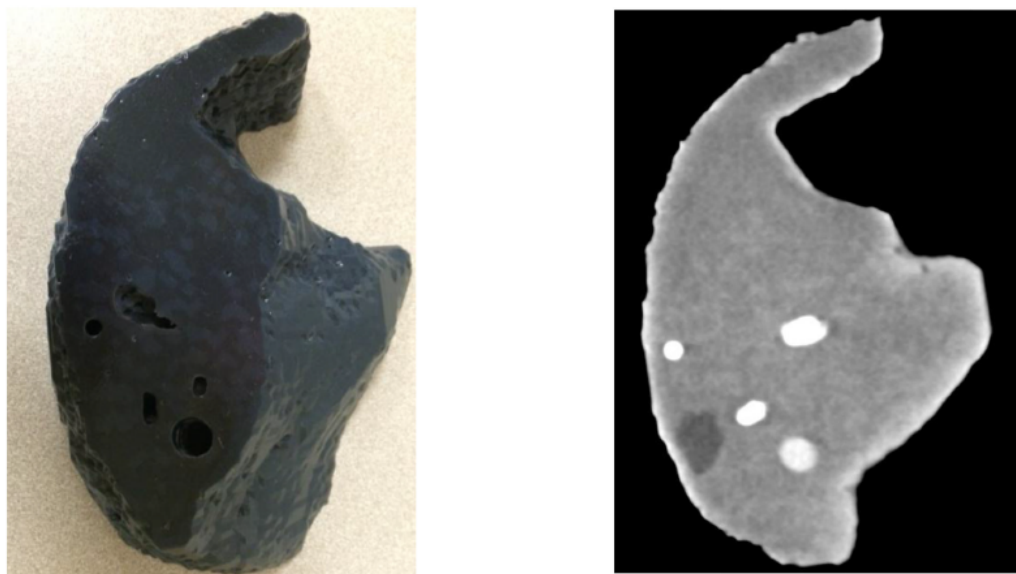
Tabuľka 2.1: CT čísla pre jednotlivé materiály použité na fantóm hrudníka a porovnanie s reálnymi ľudskými tkanivami podľa Hazelaara et al. [26].



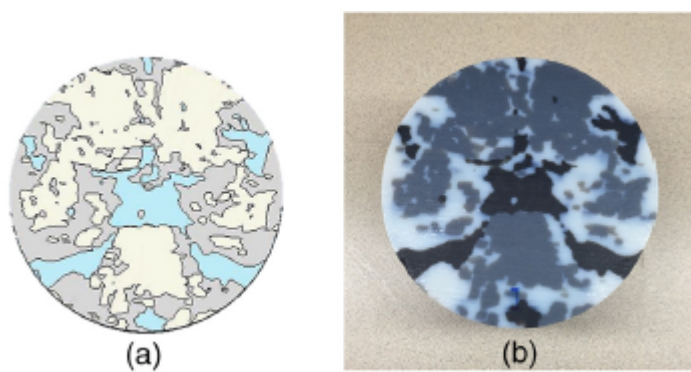
Obr. 2.6: Porovnanie CT skenu pacientky s fantómom hrudníka, šípka ukazuje na tumor v pľúcach [26].

Ďalším príkladom tvorby 3D antropomorfného fantómu je výskum Shuai et al., ktorí na základe patientských CT dát vytvorili fantóm pečene s heterogenným prostredím a rôznymi anatomickými štruktúrami, ktorý následne slúžil na hodnotenie kvality obrazu s použitím filtrovanej spätnej projekcie (FBP) a s použitím iteratívnej rekonštrukcie (IR). Z patientských dát s hrúbkou rezu 3 mm, nabraných vo venóznej fáze pri 100 kV, boli vysegmentované tri štruktúry a to samotné tkanivo pečene, kontrastom naplnené cievy a lézie v pečeni. Tieto 3 štruktúry sa nechali tlačiť na 3D tlačiarňu typu Polyjet 3D, ktorá je podobná typu inkjet a využíva fotopolymérne materiály v kvapalnom stave, ktoré sú v procese tlače vytvrdzované. Autori použili komerčné materiály priamo vhodné do tohto typu tlačiarne, ktorých CT číslo bolo v rozmedzí od 62 do 117 HU, teda tieto materiály boli primerané mäkkým tkanivám. Tkanivo pečene bolo tlačené z dvoch materiálov, aby bolo na CT obraze heterogénne s výsledným CT číslom 97 HU a tým sa mierne odlišovalo od lézií (78 HU). Cievy sa vytlačili duté a následne sa naplnili kontrastnou látkou (KL) v rôznej koncentrácii, ktorá reprezentovala CT čísla od 138 do 428 HU (Obr. 2.7). Následne bol tento fantóm umiestnený do vodného fantómu podlhovastého tvaru a skenovaný pri rôznych nastaveniach CT prístroja a rôznych rekonštrukčných algoritmoch. Autori analyzovali kvalitu obrazu a detekciu lézií v reálnom heterogénnom prostredí pomocou „Channelized Hotelling model observer“ a ROC štúdie. Porovnávali FBP a IR z hľadiska šumu a detekovateľnosti lézií, kedy zistili, že pri rovnakej radiačnej záťaži sú CT obrazy s použitím IR menej zašumené oproti tým s použitím FBP. [28]

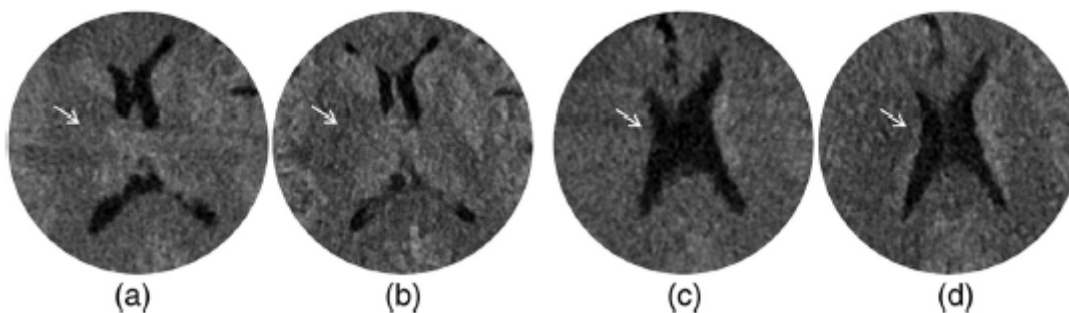
Rovnakým spôsobom ako u fantómu pečene túto autori vyrobili aj fantóm mozgu, ktorý obsahoval bielu a šedú mozgovú hmotu a mozgovomiešny mok (Obr. 2.8). Avšak komerčné materiály vhodné pre typ tlačiarne Polyjet 3D mali CT čísla vysoké na to, aby simulovali mozgové tkanivo. Autori sa preto rozhodli zachovať len relatívne CT čísla (teda zachovali kontrast medzi jednotlivými mozgovými štruktúrami). CT číslo materiálu použitého na bielu mozgovú hmotu bolo 125 HU, na šedú 134 HU a na mozgovomiešny mok 108 HU. Takto, pri zobrazení s rôznou hodnotou okna (WL), ale pri rovnakej šírke okna (WW), je možné dosiahnuť rovnaký kontrast a rovnaké rozsahy šedej na CT obraze fantómu v porovnaní s reálnym pacientom (Obr. 2.9). Rovnako ako pri fantóme pečene by sa dal tento fantóm použiť na určenie efektu techník znižujúcich dávku alebo šum na schopnosť rozlíšiť patológie daných orgánov. [28, 29]



Obr. 2.7: Vytláčená časť pečene s dierami, ktoré sa naplnili KL pre simuláciu ciev (a) a CT obraz tohto fantómu (b) [28].



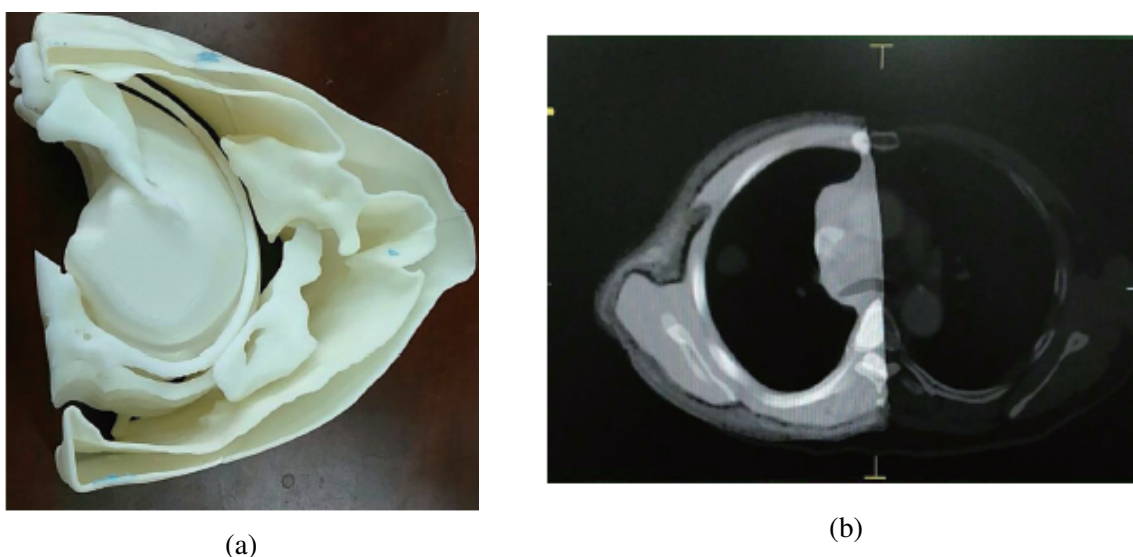
Obr. 2.8: Vysegmentovaný model mozgu (a) a podľa neho vytlačený fantóm (b) [29].



Obr. 2.9: Porovnanie CT obrazu fantómu (a) a (c) so skutočnými CT obrazmi pacienta (b) a (d). Šípka ukazuje na zmenu v zoslabení v dôsledku akútnej mozgovej príhody [29].

Antropomorfné fantómy nachádzajú uplatnenie v rádiodiagnostike aj pre iné modality ako CT, ako sú napríklad ultrazvuk, či mamografia a prínosné sú aj v rádioterapii.

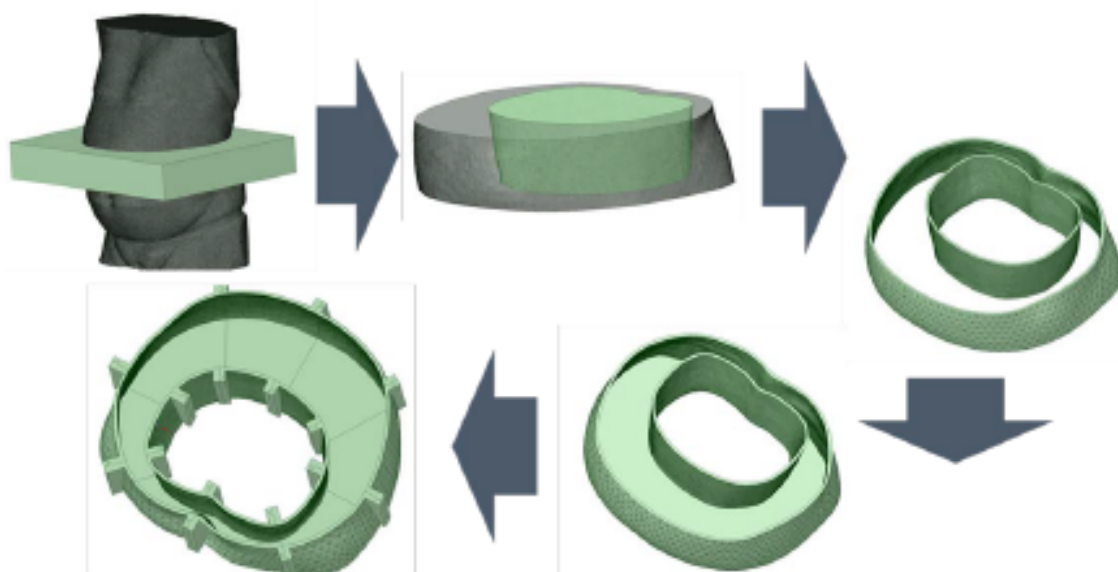
Skupina autorov okolo pána Zhanga zostrojila pomocou 3D tlače antropomorfný fantóm polky hrudníka, ktorý pozostával z rebier, sterna, lopatky, tukového, svalového a pľúcneho tkaniva a lézie v pľúcnom laloku. Fantóm slúžil na porovnanie výpočtu dávky z plánovacieho systému s dávkou meranou ionizačnou komorou vo vyrobenom fantóme. Fantóm bol zostrojený podobne ako v predchádzajúcich dvoch prípadoch. Z CT dát hrúbky 0,5 mm získaných pri expozičných parametroch 120 kV a 260 mAs boli vysegmentované jednotlivé časti fantómu. Fantóm bol vytlačený ako forma (Obr. 2.10 (a)) pre rôzne materiály, ktoré boli modifikované, aby čo najlepšie simulovali jednotlivé tkanivá. Pre tukové tkanivo sa použil rozpustený vosk, do ktorého sa primiešali látky CaCO_3 a MgO . CT číslo takejto zmesi bolo -100 ± 30 HU, zatiaľ čo samotný vosk mal CT číslo rovné -150 ± 20 HU. Na svalové tkanivo bola použitá voda s agarózou modifikovaná perlovým práškom a NaCl . CT číslo samotnej agarózy je 0 ± 15 HU a modifikovanej 40 ± 20 HU. Rebrá, lopatka a sternum boli vytvorené z modifikovaného polyméru s CT číslom 210 ± 90 HU a pľúcne tkanivo bolo vyplnené silikagélom, ktorého CT číslo autori neuvádzajú. Z morfológického hľadiska je CT obraz fantómu porovnateľný s reálnym pacientom (Obr. 2.10 (b)). CT čísla pre tuk a svaly sa líšili približne o 20 HU a pre kosti o 55 HU. Autori uvádzajú, že fantóm je anatomicky presný a ekvivalentný s ľudskými tkanivami z hľadiska zoslabenia žiarenia, je teda možné ho použiť na QA a verifikáciu dávky v rádioterapii. [30]



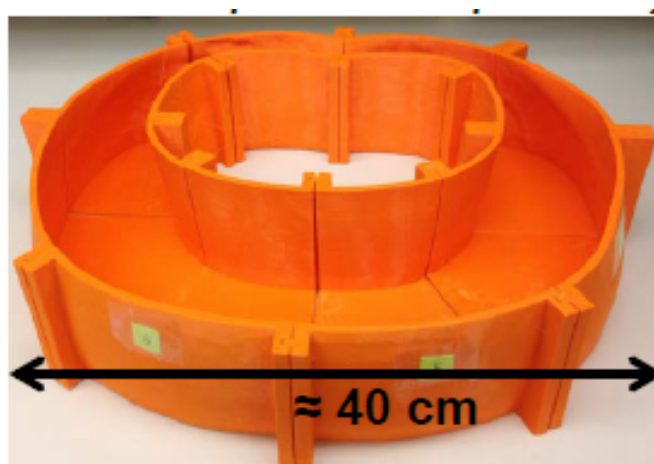
Obr. 2.10: Forma na fantóm hrudníka (a) a porovnanie CT obrazu už vyplneného fantómu s patientským CT obrazom (b) [30].

V roku 2018 pán Mille predstavil v Národnom inštitúte pre zdravie v štáte Maryland návod na vytvorenie rozširovacieho prstenca (Obr. 2.11) pre potreby simulácie obéznych pacientov pomocou 3D tlače. Z CT obrazov obézneho pacienta vytvoril počítačový model, v ktorom oddelil tuk od brušnej dutiny obsahujúcej orgány. Model bol upravený tak, aby po vytlačení sa vnútro dalo vyplniť komerčným fantómom. Následne pomocou 3D tlače bola vytvorená forma

zložená z 8 častí na samotný tuk (Obr. 2.12). Na odliatie bola použitá polyuretánová guma a po stvrdnutí vo forme sa jednotlivé časti postupne oddelili a zostal len polyuretánový pás simulujúci tukovú vrstvu (Obr. 2.13). Do tohto pásu sa vložil komerčný fantóm a takto modifikovaný sa oskenoval a porovnal s CT obrazom pacienta. Na CT obrazoch (Obr. 2.14) je vidieť, že modifikovaný komerčný fantóm s rozširujúcim prstencom veľkostne reprezentuje lepšie obézneho pacienta v porovnaní so samotným komerčným fantómom [31]. Autor v prednáške neuvádza viac informácií o ekvivalentnosti materiálu k tukovému tkanivu, či následné využitie fantómu pre potreby optimalizácie. Avšak táto idea tvorby rozširujúceho prstenca môže byť vhodná aj pre náš fantóm brušnej dutiny.



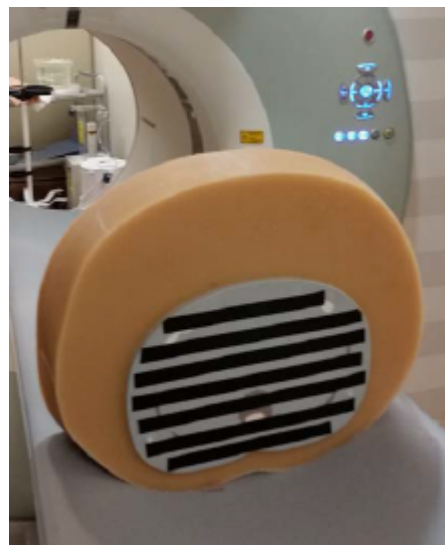
Obr. 2.11: Postup výroby rozširujúceho prstenca [31].



Obr. 2.12: Forma na výrobu rozširujúceho prstenca vytlačená na 3D tlačiarňi [31].



(a)

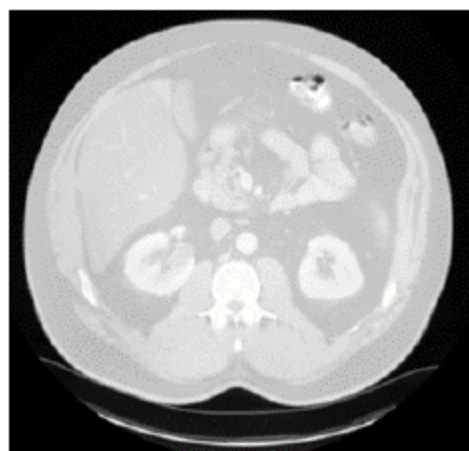


(b)

Obr. 2.13: Rozširujúci prstenec z polyuretánovej gumi vytvrdený vo forme (a), prstenec spolu s komerčným fantómom pripravený na skenovanie [31].



(a)



(b)

Obr. 2.14: Porovnanie CT obrazu fantómu (a) s CT obrazom obézneho pacienta (b) [31].

Kapitola 3

Výber materiálov simulujúcich ľudske tkanivá

Vyrábaný antropomorfný fantóm bude reprezentovať brucho pacienta, ako už bolo spomenuté v 2. kapitole. Bude obsahovať nasledujúce orgány: aorta, slezina, pečeň, obličky, panva, časť chrbtice a tukové tkanivo. Pre tieto orgány je cieľom nájsť materiály, ktoré ich budú vhodne simulovať z hľadiska zoslabenia žiarenia. To znamená, že materiály použité na jednotlivé orgány a tkanivá budú mať CT číslo dostatočne podobné CT číslu reálnych ľudských tkanív. CT číslo (CT number) je definované ako

$$\text{CT number [HU]} = \frac{\mu_x - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}} - \mu_{\text{air}}} \cdot 1000, \quad (3.1)$$

kde μ_{water} , μ_{air} , μ_x sú lineárne súčinitele zoslabenia vody, vzduchu a tkaniva. Lineárny súčiniteľ zoslabenia vzduchu sa vo väčšine prípadov zanedbáva, keďže je blízky 0. Táto definícia je platná pre CT prístroje, ktoré sú kalibrované k vode. [32]

Hodnota CT čísla reprezentuje súčinitele zoslabenia a teda závisí na materiáli, ktorým röntgenové žiarenie prechádza, na jeho hustote, zložení (resp. na efektívnom protónovom čísle) a na energii použitého žiarenia. Z tohto dôvodu sú CT čísla rôznych tkanív rôzne, a takisto preto sa CT čísla pre jeden druh tkaniva menia so zmenou napätia na röntgenke, ktorá určuje maximálnu energiu fotónov vychádzajúcich z röntgenky.

U vyšetrení brucha je u väčšiny protokolov použité napätie 120 kV. V prípade DECT sa používajú napätia 80 kV a 140 kV, z ktorých sa následne rekonštruje obraz pri napätí 120 kV. Z vyšetrení 20 rôznych pacientov mužského pohlavia bol stanovený priemer CT čísel a smerodajná odchýlka (SD) pre jednotlivé orgány pri napätí 120 kV pre možnosť porovnania s testovanými materiálmi. U každého pacienta sa v niekoľkých rezoch v každom skúmanom orgáne zakreslila oblasť záujmu (ROI) tvaru kružnice, z ktorej bolo stanovené priemerné CT číslo z danej oblasti. Ďalej pre každý orgán bol vypočítaný priemer daných rezov a následne aj všetkých pacientov a bola stanovená smerodajná odchýlka. Získané hodnoty približne súhlasia s hodnotami, ktoré uvádzajú zahraničné publikácie (Tab. 3.1). V tabuľke 3.1 sú okrem CT čísel zobrazené aj hustoty jednotlivých tkanív podľa ICRP 110. Je vidieť, že so zvyšujúcou sa hustotou sa zvyšujú aj CT čísla. Pre kosti, ktoré majú z vybraných orgánov najvyššiu hustotu dosahujú CT čísla hodnôt stoviek až tisícov HU. Naopak pre pľúca, ktoré sú naplnené vzduchom, je CT číslo

v oblasti záporných hodnôt a blíži sa hodnote -1000 HU. Pre mäkké tkanivá ako obličky, pečeň, či slezina sú CT čísla v okolí hodnoty 50 HU. Tukové tkanivo vzhľadom k svojej hustote a efektívnemu protónovému číslu (6,67 [33]) má CT číslo ešte v oblasti záporných hodnôt, okolo -100 HU. Tabuľka zobrazuje aj zmenu CT čísel tkanív pri napätí 80 kV. CT čísla boli stanovené z patientských dát rovnako ako pri 120 kV. Snahou je nájsť materiály, ktoré by sa svojím CT číslom priblížili CT číslu tkanivu, ktoré majú reprezentovať.

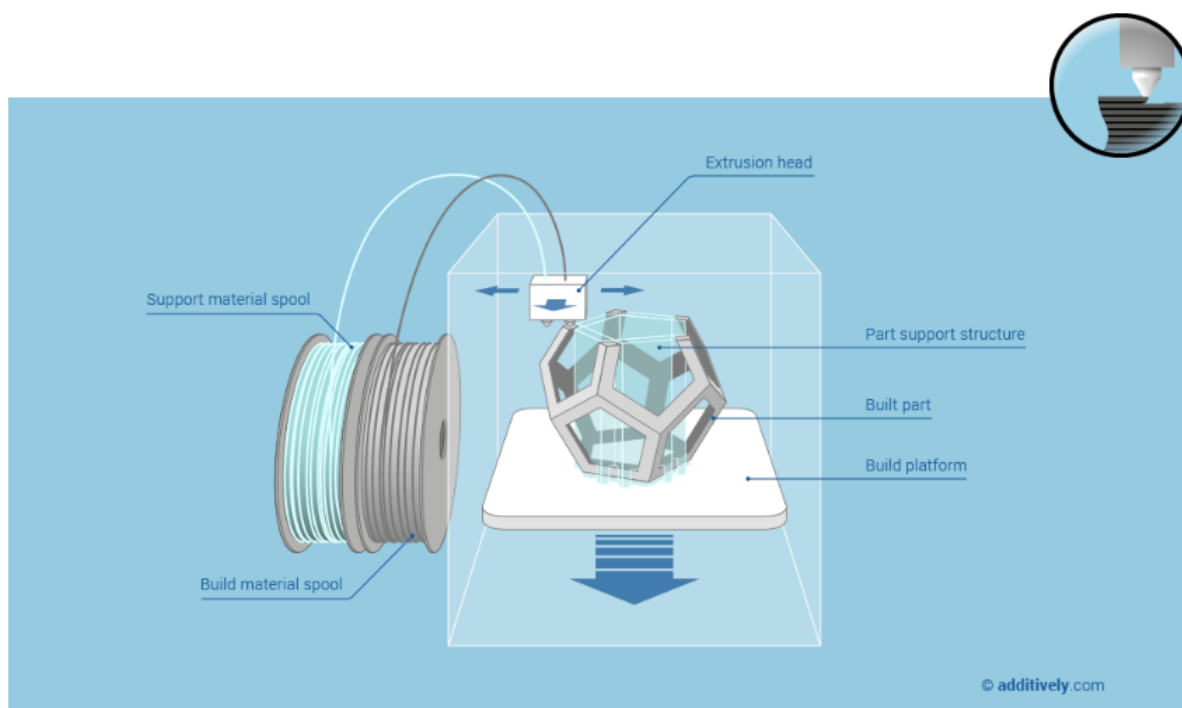
orgán / tkanivo	hustota [g/cm ³]	CT číslo [HU] (zahraníčne publikácie)	CT číslo [HU] (120 kV)	CT číslo [HU] (80 kV)
vzduch	0,001	-1005 až -995		
pľúca	0,385	-950 až -550		
tuk - viscelárny - subkutánnny	0,950	-100 až -80	-95 ± 6 -110 ± 4	-133 ± 7 -120 ± 5
voda	0,997	-4 až +4		
svalstvo	1,050	-29 až +150		
obličky	1,050	+20 až +40	28 ± 3	63 ± 9
tenké črevo	1,040	-	29 ± 5	61 ± 9
aorta (krv)	1,060	+50 až +60	38 ± 3	457 ± 122 *
slezina	1,040	+12 až +50	41 ± 4	175 ± 65 *
pečeň	1,050	+50 až +70	51 ± 6	74 ± 32
kosť - kompaktná	1,920	+300 až +3000		
- špongiózna	1,123	+50 až +300	544 ± 47	716 ± 114

Tabuľka 3.1: Hustota ľudských tkanív a ich CT čísla získané z publikácii a stanovené na základe patientských CT obrazov pri napätí 120 kV a 80 kV. Pri napätí 80 kV sa používala KL a u niektorých orgánov aj to zvýšilo ich CT čísla, tieto zvýšené CT čísla sú v tabuľke označené hviezdíčkou (*). [34, 35, 36, 37] [IKEM]

Jednotlivé orgány budú vytlačené na 3D tlačiarňi na základe modelu vytvoreného segmentáciou patientských CT dát. Tlačiareň, ktorú mám k dispozícii (Ultimaker S5) je najpopulárnejším typom zo systémov založených na pevných látkach, ktoré využívajú materiály pôvodne v pevnom skupenstve na tvorbu 3D objektov. Tento typ tlače sa nazýva „Fused Deposition Modelling“ (FDM), resp. „Fused Filament Fabrication“ (FFF). Ďalšími technológiami sú metódy, ktoré využívajú lamináciu materiálu, napríklad, „Selective Deposition Lamination“ (SDL), alebo „Plastic Sheet Lamination“ (PSL). [38, 39]

FDM/FFF systém využíva tepelnú energiu a technológiu vrstvenia. Materiálom je termoplastický filament namotaný na kotúči, idúci do extrúzneho hlavice (Obr. 3.1). Filament je v hlavici zahriaty na teplotu topenia a privedený do polotekutého stavu, v ktorom sa ďalej vytlačá z hlavice na platformu, na ktorej následne tuhne. Hlavica sa pohybuje v súradniciach x a y a ukladá materiál po vrstvách. Po dokončení jednej vrstvy sa platforma posunie v smere osi z a hlavica vytlačí ďalšiu vrstvu. Tento proces sa opakuje, kým celý objekt nie je vytvorený. V prípade FDM/FFF je niekedy potrebné nestabilné časti 3D objektu podprieť materiálom, ktorý je po dokončení objektu odlomený alebo rozpustený. Rozpustné podporné materiály sú oproti odlomiteľným výhodnejšie pre možnosť umiestnenia aj do hlbších častí, alebo na malé časti vytváraného 3D objektu. Po rozpustení ostane 3D objekt zachovaný bez poškodenia, ktoré

by naopak hrozilo pri použití odlomiteľného podporného materiálu. FDM/FFF je spoľahlivá technika 3D tlače, ktorá je cenovo dostupná a taktiež využíva relatívne lacné materiály, ktoré je možné v jednotlivých vrstvách kombinovať. Nevýhodou je potreba materiálov s nízkou teplotou topenia a možné estetické problémy na častiach objektu, ktoré boli podopreté podporným materiálom. [27, 38]



Obr. 3.1: Princíp tlačiarne typu FDM [40].

3.1 Testovanie materiálov pre výrobu jednotlivých orgánov a tkanív

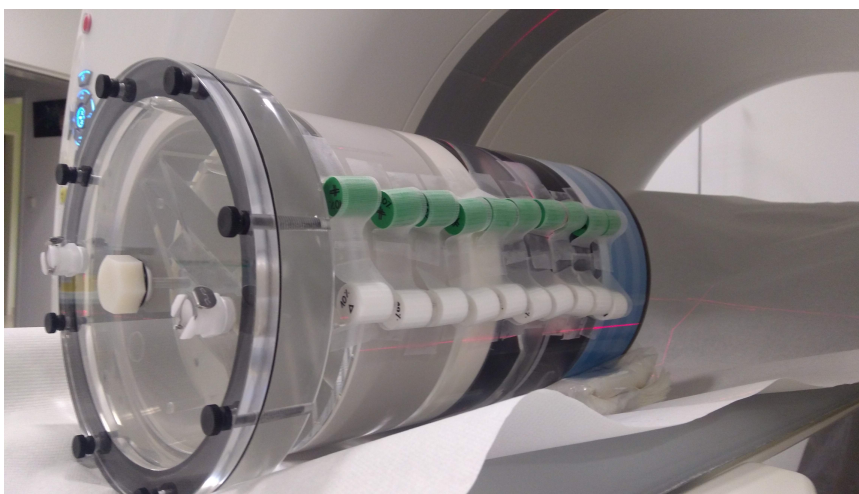
Všetky vzorky materiálov, ktoré boli testované boli oskenované na CT prístroji Somatom Definition Flash v IKEM primárne pri napätí 120 kV, keďže toto napätie je bežne používaným napätím pri snímkaní oblasti brucha. Hrúbka rekonštruovaných rezov u všetkých vzoriek bola 3 mm. Hodnota rozlíšenia je špecifikovaná u každej vzorky zvlášť. Hodnotenie jednotlivých sekvencií CT obrazov sa analyzovalo v programe Image J.

3.1.1 Polymliečna kyselina (PLA)

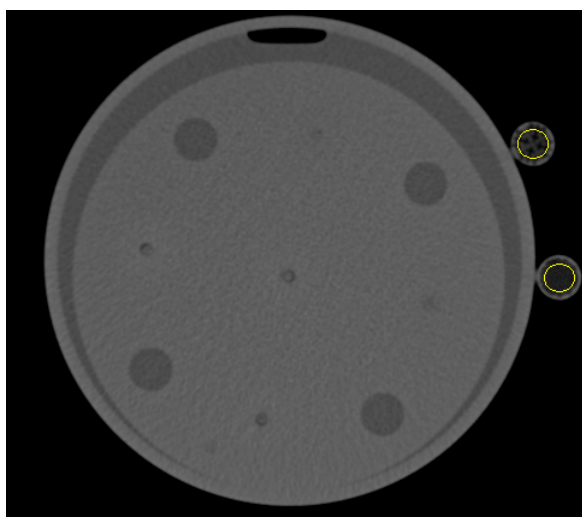
Prvý testovaný materiál bol plast, nazývaný polymliečna kyselina (PLA), ktorý je bežne používaným v tlačiarne typu FDM/FFF. Z PLA boli vytlačené dve testovacie sady vzoriek. Každá vzorka mala tvar malého válca. V oboch sadoch bolo 10 valčekov s rôznou náplňou materiálov (10 %, 20 %, ..., 100 %), ktorých vnútorná výplň mala tvar trojuholníkovej mriežky

(Obr. 3.2, biele valčeky) alebo v prípade druhej sady (Obr. 3.2, zelené valčeky) bola stavba výplne v tvare mriežky podobnej malým krížikom.

Tieto valčeky boli upevnené na klasický válcový CT fantóm (Obr. 3.2) a oskenované pri napätí 120 kV, s rozlíšením 0,53 x 0,53 mm. Následne bola v programe ImageJ zobrazená celá sekvencia CT obrazov a pre každú vzorku bola zakreslená ROI do oboch valčekov na CT obraze (Obr. 3.3), z ktorej sa stanovilo CT číslo každej vzorky ako priemer CT čísel z rezov, v ktorých sa daný valček objavoval a minimum a maximum z hodnôt CT čísel v daných ROI. Tieto hodnoty pre obe sady vzoriek sú zobrazené v tabuľke 3.2, resp. v grafe 3.4.



Obr. 3.2: Skenovanie vytlačенých vzoriek z PLA materiálu na CT prístroji Somatom Definition Flash [IKEM].



Obr. 3.3: Ukážka zakreslenia ROI do oboch vzoriek materiálu v programe ImageJ.

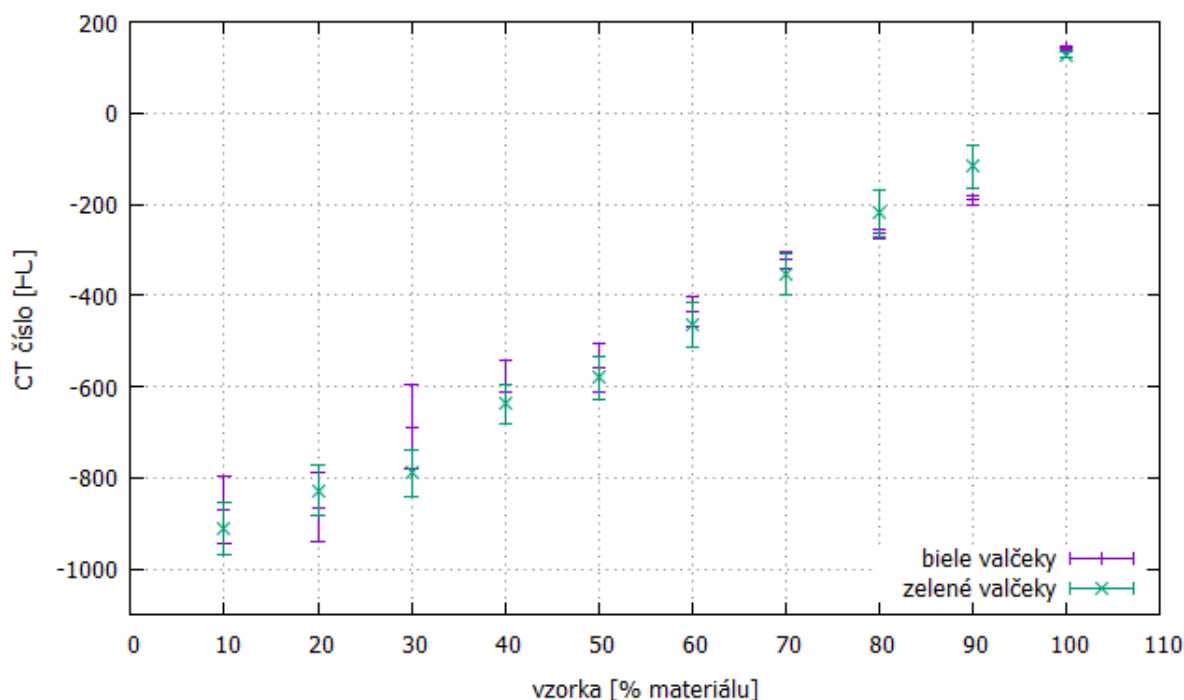
Z grafu (Obr. 3.4) je vidieť, že s klesajúcim % výplne klesá aj CT číslo jednotlivých vzoriek. Je to spôsobené tým, že zvyšok vzorky je vzduch, ktorý má CT číslo rovné -1000 HU. Napríklad valček so 70 % výplne obsahuje 70 % PLA materiálu v trojuholníkovom, alebo krížovom

usporiadaní a zvyšných 30 % priestoru vo valčeku je vzduch. To znamená, že s klesajúcim % materiálu sa zvyšuje množstvo vzduchu v danom valčeku, teda jeho CT číslo sa blíži hodnote -1000 HU.

Obe sady valčekov sú vytlačené z rovnakého materiálu, čo je zrejmé aj z ich CT čísel, ktoré sa líšia v priemere len o 10 % pre jednotlivé vzorky (Tab. 3.2). Jedine prvá vzorka (100 % náplň) má kladné CT čísla v oboch sadoch. Hodnoty CT čísel prvej vzorky oboch materiálov sú v priemere +130 HU, resp. +140 HU, čo je viac ako CT čísla, ktoré dosahujú mäkké tkanivá, no málo na to, aby vhodne simulovali kosti. Pre naše účely sú teda vzorky so 100 % výplňou nepoužiteľné. Medzi prvými a druhými vzorkami je značný skok v CT číslach a druhé vzorky sa pohybujú už v rozmedzí záporných CT čísel. Pre tuk sú hodnoty CT čísel od -100 HU do -80 HU, resp. niektoré zdroje uvádzajú od -190 HU do -30 HU pre tuk subkutánný a -150 HU do -50 HU pre tuk viscerálny. Vzorky s 90 % výplňou materiálom majú priemerné CT čísla v okolí dolnej hranice týchto hodnôt, no rozsah CT čísel siaha až do -300 HU. Zároveň tuk by mal byť z materiálu, ktorý bude jednoduché použiť na obklopenie jednotlivých orgánov a s PLA materiálom by bola v tomto prípade náročná práca, preto sa na simuláciu tuku nehodí. Z týchto vzoriek by bolo možné simulovať jedine pľúcne tkanivo, ktoré má hodnoty CT čísel v rozsahu -950 HU až -550 HU. Pre toto tkanivo by bola najvhodnejšia vzorka so 40 % alebo 30 % výplňou materiálom, ktorá má priemerné CT čísla okolo -800 HU až -600 HU. Vzhľadom k rozsahu CT čísel by bola lepšou voľbou vzorka zo zelených valčekov (krížová mriežka). Avšak tento orgán sa v našom fantóme nebude nachádzať. Ostatné vzorky (80 %, 70 %, 60 %, 50 %, 20 % a 10 % výplne) majú CT čísla nevyhovujúce pre vyrábaný fantóm.

materiál [%]	ZELENÉ VZORKY		BIELE VZORKY	
	CT číslo [HU]	rozsah [HU]	CT číslo [HU]	rozsah [HU]
100	+128 ± 5	+105 až +150	+141 ± 5	+122 až +165
90	-118 ± 47	-337 až +21	-190 ± 11	-234 až -122
80	-219 ± 52	-470 až -69	-265 ± 11	-317 až -210
70	-353 ± 46	-540 až -176	-322 ± 19	-396 až -232
60	-466 ± 49	-647 až -251	-437 ± 33	-537 až -287
50	-581 ± 47	-794 až -459	-559 ± 53	-711 až -326
40	-637 ± 43	-882 až -470	-613 ± 70	-812 až -303
30	-789 ± 52	-1000 až -627	-689 ± 91	-963 až -285
20	-828 ± 55	-1017 až -636	-865 ± 76	-1024 až -368
10	-912 ± 57	-1024 až -678	-870 ± 73	-1021 až -378

Tabuľka 3.2: CT číslo a rozsah CT čísel všetkých 10 valčekov pre obe sady vzoriek stanovené pomocou programu ImageJ, namerané pri 120 kV.



Obr. 3.4: CT čísla pre oba typy materiálov v závislosti na množstve vyplnenia valčekov.

Keďže máme k dispozícii len 3D tlačiareň typu FDM/FFF, máme obmedzené možnosti materiálov, pretože nie každý materiál je vhodný pre tento typ tlačiarne. FDM/FFF pracuje s plastovými materiálmi. Tie, ktoré máme k dispozícii, nie sú tkanivo - ekvivalentné. Z tohto dôvodu sme otestovali aj materiály, ktoré sa nepoužívajú v 3D tlačiarňach, ale mohli by mať vhodné CT čísla pre niektoré tkanivá, resp. orgány. Orgány sa vyrobia spôsobom odliatia z formy. 3D tlač sa použije na výrobu modelov jednotlivých orgánov, na základe ktorých sa vyrobia formy na odlievanie orgánov z vybraných materiálov. To znamená, že ideálne materiály by mali mať vhodné CT číslo a tiež by mali byť v tekutom stave, ktorý po určitom čase stuhne a prípadne sa daný orgán bude dať z formy vybrať.

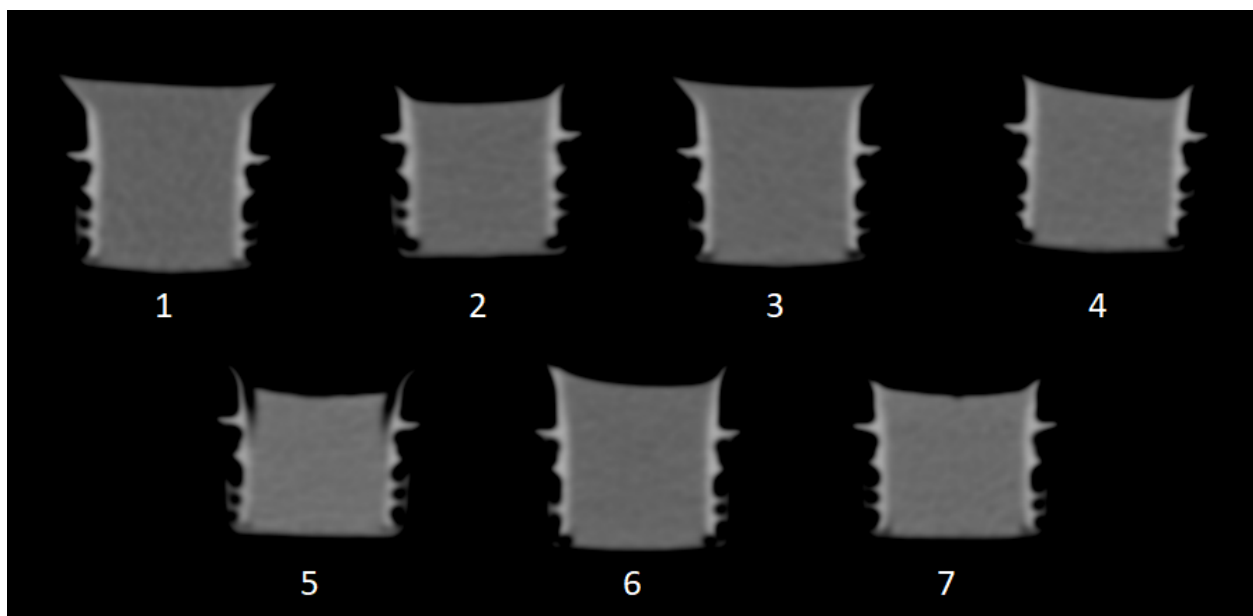
3.1.2 Želatína a želé

Želatína sa používa aj v iných odvetviach vedy na simulovanie mäkkého tkaniva. Zároveň je to materiál, s ktorým sa dobre pracuje a vyhovuje nášmu postupu výroby orgánov odliatím z formy.

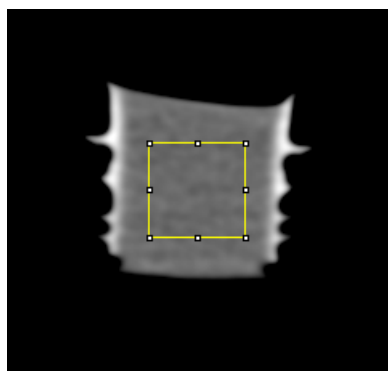
Na otestovanie tohto materiálu bolo pripravených 5 vzoriek želatíny na aspick značky Dr. Oetker a 2 vzorky želé s agarom rovnakej značky. Jedna vzorka želatíny bola pripravená podľa návodu (vzorka č. 2). U ostatných vzoriek sa menil pomer množstva želatíny, resp. želé k množstvu vody, aby boli dosiahnuté rôzne hustoty vzoriek, keďže CT čísla závisia aj na hustote materiálu. Hmotnosť želatíny (želé) na 100 ml vody u jednotlivých vzoriek zobrazuje tabuľka 3.3.

Po uvarení jednotlivých vzoriek želatíny a želé boli tieto vzorky naliaté do vrchov plastových fliaš a nechali sa stuhnúť. Podobne ako vytlačené valčeky z PLA sa takto pripravené vzorky naskenovali pri napätiach 120 kV a 80 kV (Obr. 3.5), s rozlíšením 0,22 x 0,22 mm. Ďalej

bol postup rovnaký ako pri 3D valčekoch. Pri analýze CT obrazov bola do stredu každej vzorky zakreslená ROI (Obr. 3.6), tak aby zahŕňala len želatínu a nie plastový vrchnák. Následne sa zo zakreslených ROI v rezoch, v ktorých sa vyskytovala želatínová vzorka, vypočítalo priemerné CT číslo, jeho smerodajná odchýlka a stanovil sa rozsah CT čísel pre každú vzorku (Tab. 3.3).



Obr. 3.5: Vzorky želatíny, resp. želé (1 - 7) zobrazené po CT akvizícii pri 120 kV.



Obr. 3.6: Ukážka zakreslenia ROI do jednej zo vzoriek želatíny v programe ImageJ.

Na CT obraze (Obr. 3.5) je rozdiel medzi jednotlivými vzorkami želatíny a želé minimálny (zobrazenie je pri rovnakej hodnote a šírke okna), no v CT číslach sa vzorky líšia. Ako sa dalo predpokladať, so zväčšujúcim sa množstvom želatíny na 100 ml vody, teda s hustejšou vzorkou, rastie aj priemerné CT číslo. Všetky vzorky želatíny a želé majú priemerné CT číslo väčšie ako 0 HU (Tab. 3.3), takže nie je nimi možné simulovať tuk a zároveň menšie ako +100 HU, takže ani na kosti sa želatína nehodí. Orgány, ktoré prichádzajú do úvahy sú mäkkého tkaniva, napríklad pečeň, slezina a obličky. Slezina, ktorá má priemerné CT číslo približne +40 HU bude simulovaná želatínou s pomerom 20 g želatíny k 100 ml vody, tento pomer sme netestovali, no

CT číslami by mal spadať medzi vzorky 4 a 5, teda priemerné CT číslo by malo byť v okolí +40 HU. Druhá možnosť je vzorka číslo 7, ktorej priemerné CT číslo by odpovedalo CT číslu sleziny, no rozsah CT čísel siaha až do +70 HU, zatiaľ čo u sleziny je to len +50 HU. Táto vzorka bude skôr vhodnejšia pre pečeň, ktorá má CT čísla v rozmedzí približne +50 HU až +70 HU. Pre tento orgán budú najvhodnejšie najhustejšie vzorky, či už želé (vzorka č. 7), alebo želatíny (vzorka č. 5). Tieto vzorky majú rozsah CT čísel od +20 HU, resp. +30 HU do +70 HU, resp. +80 HU a ich priemerné CT čísla majú hodnotu +44 HU a +57 HU, čo je na simuláciu pečene postačujúce. Na simuláciu obličiek, ktoré majú rozsah CT čísel v rozmedzí +20 HU až +40 HU, budú vhodnejšie trochu redšie vzorky, napríklad vzorka č. 4 s priemerným CT číslom +28 HU. Zo vzorky želé č. 6, alebo riedšej (max. $+24 \pm 4$), by bolo možné simulovať lézie v pečeni, ktoré majú CT číslo od -10 HU do +20 HU v prípade benígneho typu lézií, ktoré sú považované za cysty [41].

vzorka	druh materiálu	množstvo materiálu na 100 ml vody	CT číslo [HU]	rozsah [HU]
1	želatína na aspik	2,5 g	+14 ± 4	-6 až +43
2	želatína na aspik	5,0 g	+17 ± 4	-4 až +41
3	želatína na aspik	6,7 g	+20 ± 4	-3 až +43
4	želatína na aspik	10,0 g	+28 ± 4	+3 až +61
5	želatína na aspik	30,0 g	+57 ± 4	+30 až +81
6	cukrárenské želé s agarom	5,0 g	+24 ± 4	+2 až +49
7	cukrárenské želé s agarom	10,0 g	+44 ± 4	+22 až +70

Tabuľka 3.3: Rozsah CT čísel a priemerné CT číslo vzoriek želatíny a želé pri 120 kV.

3.1.3 Silikóny

Ďalšími materiálmi, ktoré sa testovali boli vzorky rôznych plastických látok ako silikóny a polyuretánové kaučuky od firmy Silikony s.r.o. a klasický sanitárny silikón značky Ceresit (Obr. 3.7). Všetky vzorky boli nasnímané pri 80 kV a 120 kV, vzorky od firmy Silikony s.r.o. s rozlíšením 0,76 x 0,76 mm, vzorky Ceresit s rozlíšením 0,27 x 0,27 mm. Boli hľadané materiály, z ktorých by sa dalo nasimulovať tukové tkanivo, alebo orgány mäkkého tkaniva.

Hustota väčšiny silikónov je v rozmedzí hustoty vody až mäkkého tkaniva 1,00 - 1,07 g/cm³, ich CT čísla, avšak, vode ani mäkkým tkanivám neodpovedajú. Je to spôsobené pravdepodobne tým, že silikóny sú anorganicko - organické polyméry s obecným vzorcom $[R_2SiO]_n$, kde R je organický substituent, teda ich efektívne protónové číslo bude vyššie ako protónové čísla mäkkých tkanív [42].

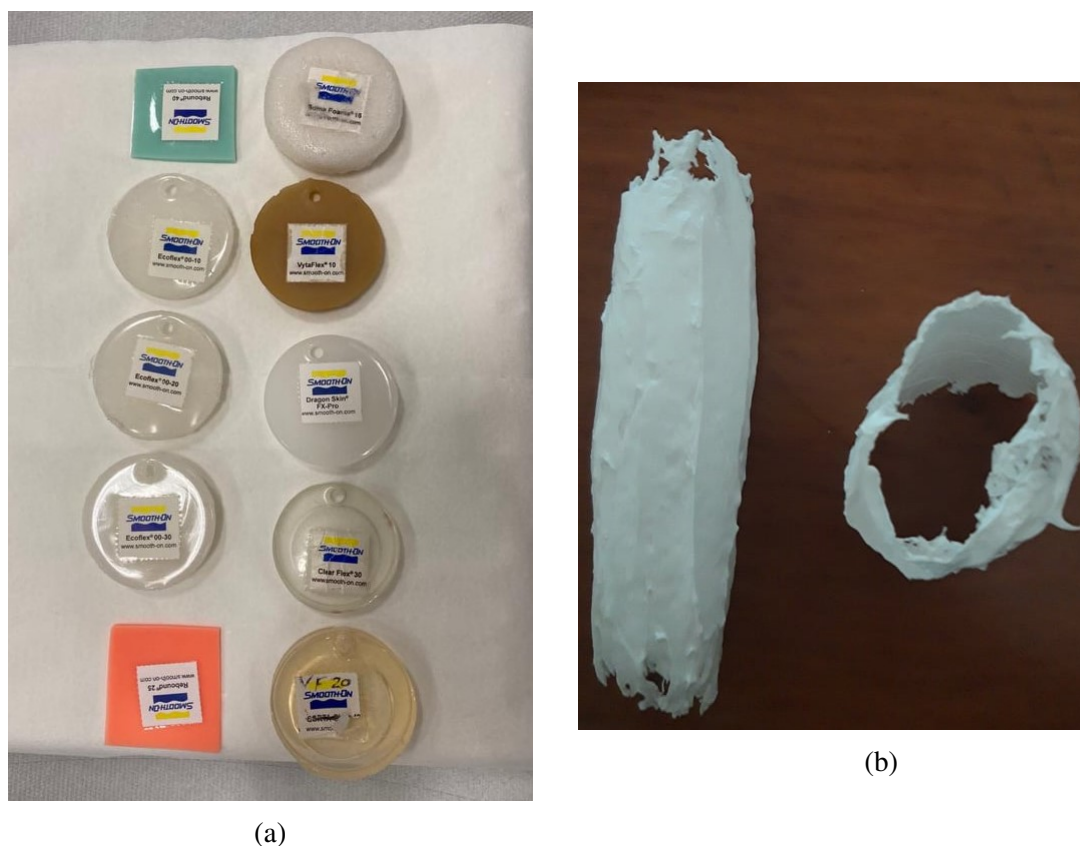
CT čísla väčšiny skúmaných silikónových vzoriek sa pohybujú v rozmedzí od +150 HU do +300 HU (Tab. 3.4). Čísla za vzorkami s rovnakým názvom určujú tvrdosť danej vzorky, napríklad, Ecoflex 00 - 10 bola najmäkkšia vzorka z tohto typu silikónu a 00 - 20, resp. 00 - 30 boli o niečo tvrdšie vzorky. Z CT čísel týchto troch vzoriek sa nedá s určitosťou povedať, či má tvrdosť vplyv na hodnotu CT čísla. Priemerné CT čísla sa pohybujú okolo hodnoty +160 HU a medzi sebou sa líšia o približne 5 až 10 %. Rovnaké CT číslo má aj vzorka silikónu Dragon skin, tieto vzorky sú pre naše účely nepoužiteľné, keďže ich schopnosť zoslabovať žiarenie nie

je podobná ani mäkkým tkanivám, ani tuku. Ďalšie vzorky sú rovnako mimo naše požiadavky. Soma Foama bola vzorka s penovou štruktúrou a jej CT číslo je -653 HU, čo by bolo teoreticky vhodné na simuláciu pľúc, ktoré sa v našom fantóme nevyskytujú. Vzorka polyuretánového kaučuku Clearflex 30 je jediná zo skúmaných vzoriek, ktorá má priemernú hodnotu CT čísla blízku mäkkým tkanivám. So svojím CT číslom 30 HU by bola vhodná na simuláciu obličiek alebo sleziny. Ďalšou vzorkou polyuretánového kaučuku bola Vytaflex 10 a 20. Kým Vytaflex 10 má záporné CT číslo -59 HU, no pre simuláciu tuku nedostatočné, Vytaflex 20 má CT čísla podobné silikónom Ecoflex, tj. okolo +160 HU. Je možné, že táto vzorka nie je vzorkou polyuretánového kaučuku Vytaflex a mohlo dôjsť k zámene s inou silikónovou vzorkou, keďže štítok s identifikáciou bol poškodený. Poslednými vzorkami boli Rebound 25 a 40, ktoré svojimi CT číslami v okolí +200 HU až +300 HU siahajú už ku kostnému tkanivu špongiózneho typu. No pre simuláciu kostného tkaniva je lepšou variantou sadra, ktorá je spomenutá ďalej. Vzorka silikónu Ceresit bola vyrobená nanosením na plastovú tubu v prvom prípade na vzduchu a v druhom v mydlovej vode. Vzorka robená v mydlovej vode mala CT číslo vyššie ako vzorka robená na vzduchu, keďže pri práci na vzduchu ostávajú medzi jednotlivými vrstvami silikónu vzduchové bubliny. CT čísla sú opäť príliš vysoké na simuláciu mäkkého tkaniva aj tuku, teda pre náš fantóm nepoužiteľné.

Hoci väčšina týchto silikónových vzoriek je pre simuláciu tkanív nevhodná, niektoré vzorky sa môžu použiť na tvorbu rôznych foriem. Pre nás je ideálnym z týchto silikónov Rebound 25, resp. 40, z ktorého sa dá vytvoriť forma natretím objektu niekoľkými vrstvami, nasledným stuhnutím silikónu a konečným odstránením objektu, čím vznikne forma pre odliatie daných orgánov. Bližší postup je popísaný v ďalej kapitole.

materiál	hustota [g/cm ³]	CT číslo [HU]	rozsah [HU]	poznámka
Ceresit CS 9	1,00	+147 ± 20	+2 až +207	
Ceresit CS 9	1,00	+228 ± 4	+196 až +239	robený v mydlovej vode
Rebound 25	1,14	+192 ± 16	+116 až +268	adičný silikón
Rebound 40	1,14	+321 ± 9	+272 až +351	adičný silikón
Ecoflex 00 - 10	1,04	+167 ± 7	+133 až +193	adičný silikón
Ecoflex 00 - 20	1,07	+153 ± 10	+125 až +190	adičný silikón
Ecoflex 00 - 30	1,07	+162 ± 7	+136 až +194	adičný silikón
Dragon skin Fx Pro	1,06	+160 ± 10	+129 až +206	adičný silikón
Vytaflex 10	1,00	-59 ± 8	-83 až -29	polyuretánový kaučuk
Vytaflex 20	1,00	+167 ± 9	+140 až +207	polyuretánový kaučuk
Clearflex 30	1,03	+30 ± 8	+7 až +54	polyuretánový kaučuk
Soma Foama 15	0,24	-653 ± 11	-728 až -603	adičný silikón

Tabuľka 3.4: Hustota, priemerné CT číslo so smerodajnou odchýlkou a rozsah CT čísel vzoriek silikónov získaných od firmy Silikony s.r.o. [43].



Obr. 3.7: Vzorky adičných silikónov a polyuretánových kaučukov od firmy Silikony s.r.o. (a) a vyrobené vzorky zo sanitárneho silikónu Ceresit (b).

3.1.4 Sadra

Na napodobenie kostného tkaniva je potrebný materiál, ktorý bude mať prirodzene vyššiu hustotu ako voda. Hustota kostí, ako uvádzajú niektoré zdroje, sa pohybuje okolo hodnoty $1,6 \text{ g/cm}^3$ [44], resp. pre kompaktnú kosť je to $1,92 \text{ g/cm}^3$, pre špongióznú kosť $1,12 \text{ g/cm}^3$ [34], teda medzi týmito hodnotami by sa mala nachádzať aj hustota materiálu použitého na simuláciu kostí. Autori, ktorí vyrábali hrudník pacientky (Hazelaar et al.) použili špeciálny sadrový prášok, ktorý bol vhodný do ich typu tlačiarne a mal hustotu $1,57 \text{ g/cm}^3$, čo približne odpovedalo hustote kosti. Z tohto dôvodu bola sadra od začiatku považovaná za materiál, ktorý by sa dal použiť na tvorbu panvy a chrbtice. Pretože tento materiál nie je vhodný do tlačiarne typu FDM/FFF, výroba kostí by prebiehala znova odliatím z formy vytvorenej podľa CT dát pacienta. Vzorky sadry (Obr. 3.8) boli pripravené z modelárskeho sadrového prášku (značky Uniflex) a vody v troch rôznych pomeroch pre dosiahnutie rôznych hustôt. U pomery 60 ml vody k 100 g sadry bola pripravená aj vzorka s prímiesou lepidla Hercules a s náterom lepidlom Hercules pre dosiahnutie väčšej pevnosti. Hustotu jednotlivých vzoriek (Tab. 3.5), ktorá sa pohybovala od $1,53 \text{ g/cm}^3$ po $1,28 \text{ g/cm}^3$, bola stanovená ako $\rho = m/V$, kde hmotnosť bola meraná digitálnou váhou s presnosťou 0,5 g a objem pomocou odmerného valca s presnosťou 1 ml. Relatívna chyba merania bola od 7 - 10 %.

Vzorky boli osnímkované pri nastavení 80 kV a 120 kV a rozlíšení 0,41 x 0,41 mm. Priemerné CT čísla všetkých vzoriek (+300 HU až +1000 HU) sa pohybujú v rozmedzí CT čísel kostného tkaniva (kompaktná kosť +300 HU až +3000 HU). S väčším množstvom vody na 100 g sa CT čísla znižujú a sadra sa stáva redšia. S takouto sadrou sa pracuje lepšie v prípade odlievania z formy. Množstvo lepidla vo štvrtej vzorke bolo približne 30 ml a jej hustota aj CT číslo je $\pm 5\%$ rovnaké ako u najredšej vzorky č. 3. Prímes lepidla nespôsobila väčšiu pevnosť sadry, naopak vzorka sadry natretá lepidlom mala väčšiu odolnosť.



Obr. 3.8: Vzorky sadry s rôznou hustotou.

vzorka sadry	hustota [g/cm ³]	množstvo vody na 100 g sadry	CT číslo [HU]	rozsah [HU]	poznámka
1	1,53	45 ml	+1017 \pm 15	+923 až +1099	najhustejšia
2	1,50	60 ml	+607 \pm 13	+549 až +705	dobrá na liatie
3	1,30	105 ml	+339 \pm 8	+291 až +393	najredšia
4	1,28	60 ml	+351 \pm 12	+272 až +450	prímes lepidla Hercules
5	1,50	60 ml	+613 \pm 13	+502 až +706	natretá lepidlom Hercules

Tabuľka 3.5: Hustota jednotlivých vzoriek sadry, ich priemerné CT čísla a rozsah CT čísel.

3.1.5 Materiál pre tukové tkanivo

Poslednými testovanými materiálmi boli materiály s hustotou menšou ako 1 g/cm³, ktoré by sa mohli použiť pre simuláciu tuku, ktorý ma hustotu 0,95 g/cm³ [34]. Vzorky obsahovali rozpustený vosk používaný na výrobu sviečok (parafín), rastlinný olej a bravčové sadlo. Boli

naskenované pri napätí 80 kV a 120 kV s rozlíšením 0,41 x 0,41 mm. Zo stanovených CT čísel (Tab. 3.6) by sa všetky vzorky dali použiť k simulácii tukového tkaniva, keďže majú CT čísla v okolí hodnoty -100 HU. Z hľadiska práce s daným materiálom je najlepšou voľbou na subkutánnu tuk vosk.

materiál	hustota [g/cm ³]	CT číslo [HU]	rozsah [HU]
vosk (parafín)	0,900	-105 ± 4	-123 až -83
rastlinný olej	0,917	-118 ± 3	-144 až -97
bravčové sadlo	0,906	-100 ± 3	-121 až -78

Tabuľka 3.6: Hustota jednotlivých vzoriek materiálov vhodných na simuláciu tuku, ich priemerné CT čísla a rozsah CT čísel.

3.2 Výber materiálov a techník pre výrobu jednotlivých orgánov a tkanív

Po otestovaní rôznych materiálov, je v nasledujúcom odstavci zhrnutý ich výber pre požadované orgány. Prehľad tohto výberu materiálov a techník spolu s CT číslami pre dané orgány zobrazuje tabuľka 3.7.

Aorta je trubicový orgán a jej CT číslo závisí prevažne na látke, ktorú obsahuje. V prípade krvi to je od +20 HU do +80 HU a pri vyšetreniach s kontrastnou látkou má aorta na CT snímkach hodnoty od +200 HU do +300 HU, preto až tak nezáleží na CT čísle steny aorty. Aorta bude vytvorená ako dutá trubica z adičného silikónu Rebound 25 a pri optimalizácii sa naplní kontrastnou látkou.

U ostatných orgánov sme vzhľadom k nevhodným CT číslam materiálu PLA s akýmkoľvek množstvom výplne, zvolili metódu odliatia orgánov z pripravenej formy. Na základe modelov orgánov z 3D tlačiarne sa zo silikónu Rebound 25 vytvoria formy pre pečeň, kosti (chrbtica s panvou), obličky a slezinu, z ktorých sa ďalej budú orgány pripravovať technikou odlievania. Na pečeň, slezinu a obličky bude použitá želatína rôznej hustoty, aby sa docielil rozdiel CT čísel medzi týmito orgánmi (CT číslo pre pečeň je cca 50 HU, slezinu 40 HU a obličky 30 HU). Na výrobu chrbtice s panvou bude použitá sadra hustoty 1,5 g/cm³ s priemerným CT číslom okolo 600 HU. Lézie v pečeni budú vytvorené zo želé s priemerným CT číslom do 20 HU. Na vytvorenie guľového až oválneho tvaru lézií rôznych veľkostí sa použijú balóny.

Tuková vrstva okolo fantómu bude vyrobená z vosku, z ktorého sa vytvorí obruč okolo základného fantómu s hrúbkou 5 - 10 cm. Hoci boli materiály skenované aj pri nižšom napätí (80 kV), s týmito meraniami sa nakoniec nepracovalo, pretože vhodné vzorky boli nájdené už pri 120 kV. Viac o výrobe jednotlivých orgánov je napísané v ďalšej kapitole.

orgán/tkanivo	CT číslo orgánu [HU]	materiál	CT číslo materiálu [HU]	poznámka k výrobe
kostí (chrbtica + panva)	+544 ± 47	sadra (100 g sadry/60 ml vody, $\rho = 1,5 \text{ g/cm}^3$)	+607 ± 13	odliatie zo silikónovej formy
pečeň	+51 ± 6	želatína (30 g želatíny/100 ml vody)	+57 ± 4	odliatie zo silikónovej formy
lézie v pečeni	+20 ± 8	želé (5 g želé/100 ml vody)	+24 ± 4	odliatie z balónov
slezina	+41 ± 4	želatína (20 g želatíny/100 ml vody)	+40 (predpoklad)	odliatie zo silikónovej formy
obličky	+28 ± 3	želatína (10 g želatíny/100 ml vody)	+28 ± 4	odliatie zo silikónovej formy
aorta s KL	+211 ± 16	Rebound 25	+192 ± 16	silikónová trubica
subkutánnny tuk	-110 ± 4	vosk (parafín)	-105 ± 4	tvorba obruče

Tabuľka 3.7: Výber materiálu a techniky výroby pre jednotlivé orgány.

Kapitola 4

Výroba antropomorfného fantómu

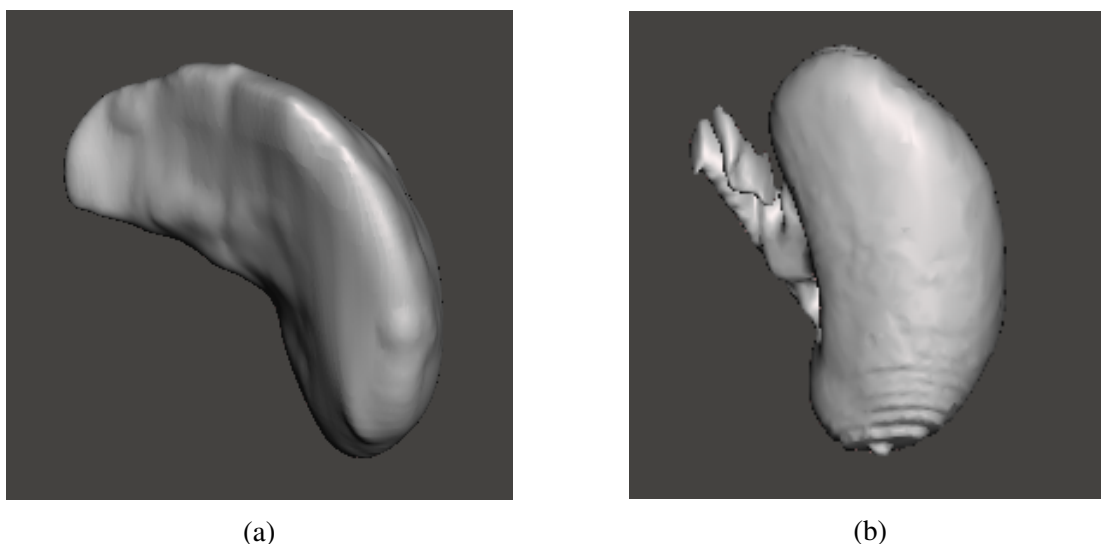
Na tvorbu foriem na orgány bola použitá 3D tlačiareň typu FDM/FFF a materiál PLA. Pred samotnou tlačou objektu sa musí tento objekt vytvoriť ako digitálny návrh v počítači. Tieto digitálne dáta sa následne rozdelia na vrstvy a nahrávajú do systému tlačiarne, ktorý na ich základe vytlačí požadovaný 3D objekt [45]. Digitálne dáta jednotlivých orgánov sú získané z CT dát viacerých pacientov. V CT skene brušnej dutiny boli vybrané požadované orgány, ktoré následne metódou segmentácie boli oddelené od zvyšku orgánov a tkanív, o ktoré nemáme záujem.

Segmentácia obrazu je metóda digitálneho spracovania obrazu využívaná nielen v medicínskom zobrazovaní, ktorej cieľom je rozdelenie obrazu na oblasti. Tieto oblasti majú väčšinou spoločné vlastnosti a určitý význam. Ide vlastne o odlíšenie objektu záujmu (popredie) od všetkého ostatného (pozadie). V medicínskom zobrazovaní je segmentácia využívaná na detekciu jednotlivých orgánov na CT alebo MR obraze, odlíšenie patologického tkaniva od normálneho, či na plánovanie liečby. Na základe prístupu k spracovaniu obrazových dát sa segmentácia môže vykonávať metódou prahovania, metódou regionálnou, metódami, ktoré využívajú detekciu hran v obraze, alebo ich kombináciou [46]. Na segmentáciu jednotlivých orgánov bol použitý program ITK-SNAP a celkový postup segmentácie je možné nájsť v prílohách.

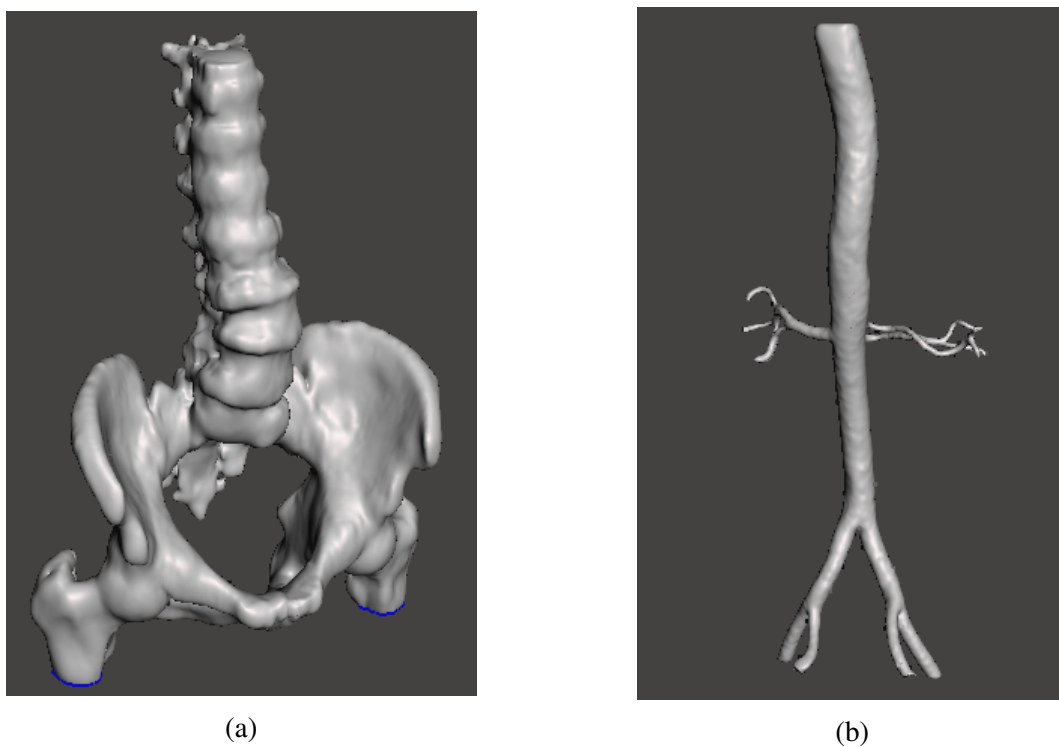
Orgány boli segmentované z viacerých CT dát rôznych pacientov. CT dáta boli od normálnych pacientov mužského pohlavia, pretože CT obrazy obéznych pacientov obsahovali viac šumu, čo proces segmentácie sťažovalo. Chrbtica, panva a slezina boli segmentované z natívných CT obrazov. Pre segmentáciu aorty sa zvolili CT dáta v arteriálnej fáze, v ktorej je aorta naplnená KL (+200 - +300 HU), čím je prahovanie, ktoré sa využíva v programe ITK-SNAP jednoduchšie. Obličky boli vytvorené z už pripravených vysegmentovaných CT dát, keďže IKEM produkuje 3D modely obličiek pre darcov. Pečeň bola najviac komplikovaným orgánom na segmentáciu. Keďže má CT čísla podobné okolným tkanivám bolo náročné odprahovať z CT obrazu len samotnú pečeň. Nakoniec sa použili CT obrazy trojročného dieťaťa, ktoré bolo skenované pri nižšom napätí (80 kV). CT dáta boli nabrané aj vo venóznej fáze, v ktorej kontrastná látka spolu s nízkym napätím posunuli CT hodnoty pečene až na hranicu 250 HU. Vďaka tomu bolo možné prahovaním odlíšiť pečeň od okolných tkanív a vykonať celý proces segmentácie. Následne bola detská pečeň zväčšená, aby odpovedala rozmerom dospeljej pečene a takto zväčšená pečeň bola vytlačená na 3D tlačiarňu.

Po segmentácii jednotlivých orgánov boli ďalšie úpravy vykonané v programe Meshmixer. Povrch orgánov bol vyhladený (Obr. 4.1), pretože po segmentácii z hrubších rezov (5 mm) boli

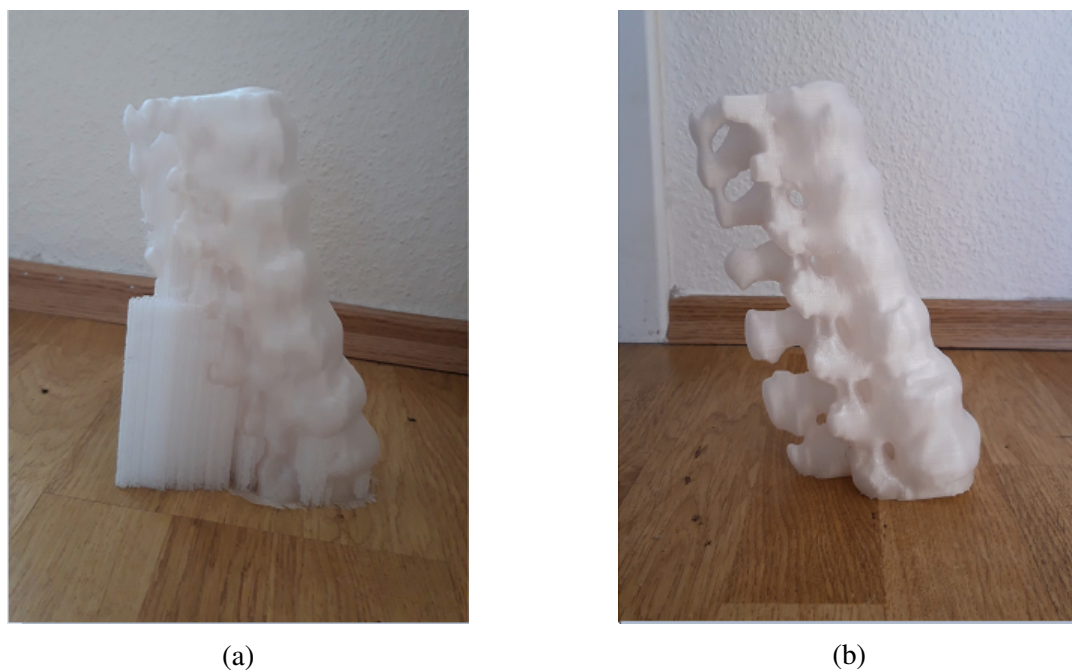
orgány hranaté (vid' Obr. 4.1 spodný okraj obličky), čo by nevyzeralo reálne a zároveň by to sťažovalo prácu pri výrobe foriem. Z niektorých orgánov boli odstránené nepotrebné výbežky, napr. cievy u obličiek a prípadné diery boli vyplnené tak, aby 3D tlač prebehla čo najjednoduchšie. Orgány ako kosti, tj. chrbtica s panvou, a aorta (Obr. 4.2) boli rozdelené na tri časti, pretože boli rozmerovo väčšie (chrbtica s panvou - 32x18x45 cm, aorta - 13x7x35 cm) ako tlačiareň, ktorú sme mali k dispozícii (Ultimaker S5 - 33x24x30 cm) [39]. Zároveň ich rozdelenie bolo výhodné pre ďalšiu prácu s nimi. Vysegmentované a upravené orgány sa nechali postupne vytlačiť z materiálu PLA na pracovisku IKEM. U niektorých orgánov nasledovali po tlači ďalšie úpravy. Bolo potrebné lámaním odstrániť podporný materiál (Obr. 4.3) a v niektorých prípadoch sa miesta, ktoré neboli dostatočne hladké pretreli acetónom, ktorý rozpúšťa PLA materiál. Takto vytlačené, očistené 3D modely (Obr. 4.4) boli pripravené na výrobu jednotlivých foriem.



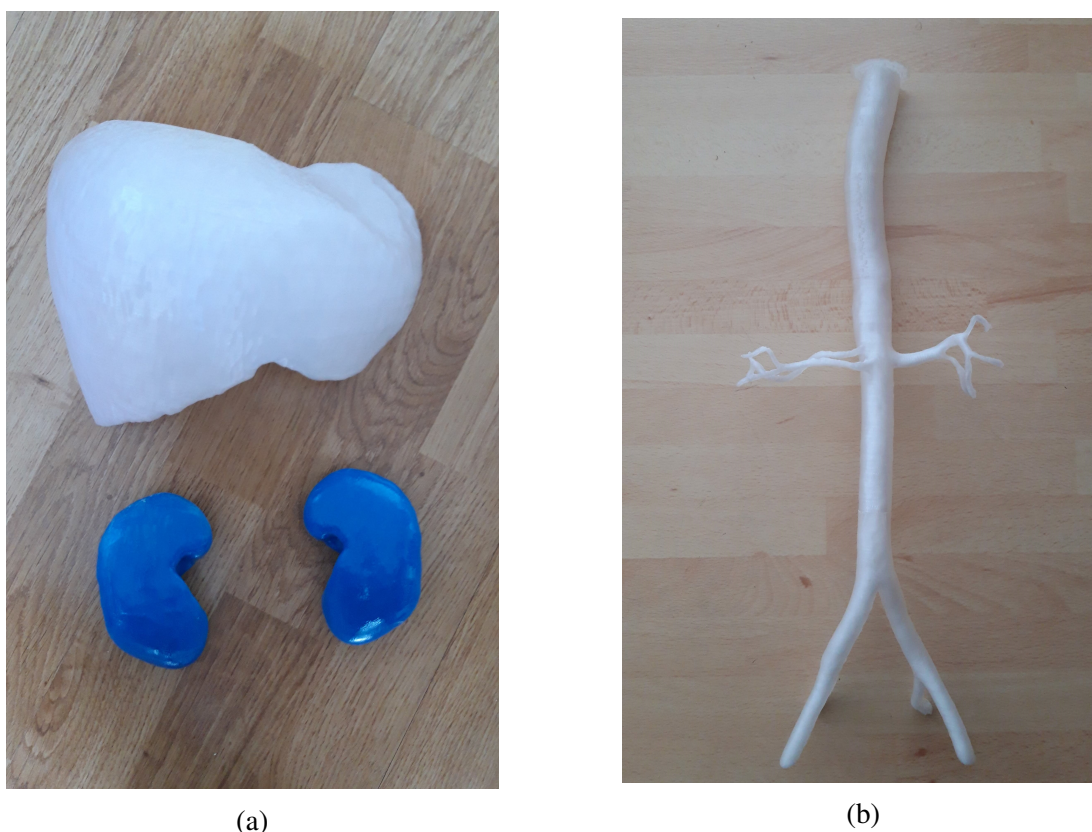
Obr. 4.1: 3D modely vyhladenej sleziny (a) a upravovanej obličky (b) zobrazené v programe Meshmixer.



Obr. 4.2: 3D modely kostí (chrbtica s panvou) (a) a aorty (b) vytvorené segmentáciou podľa CT dát zobrazené v programe Meshmixer.

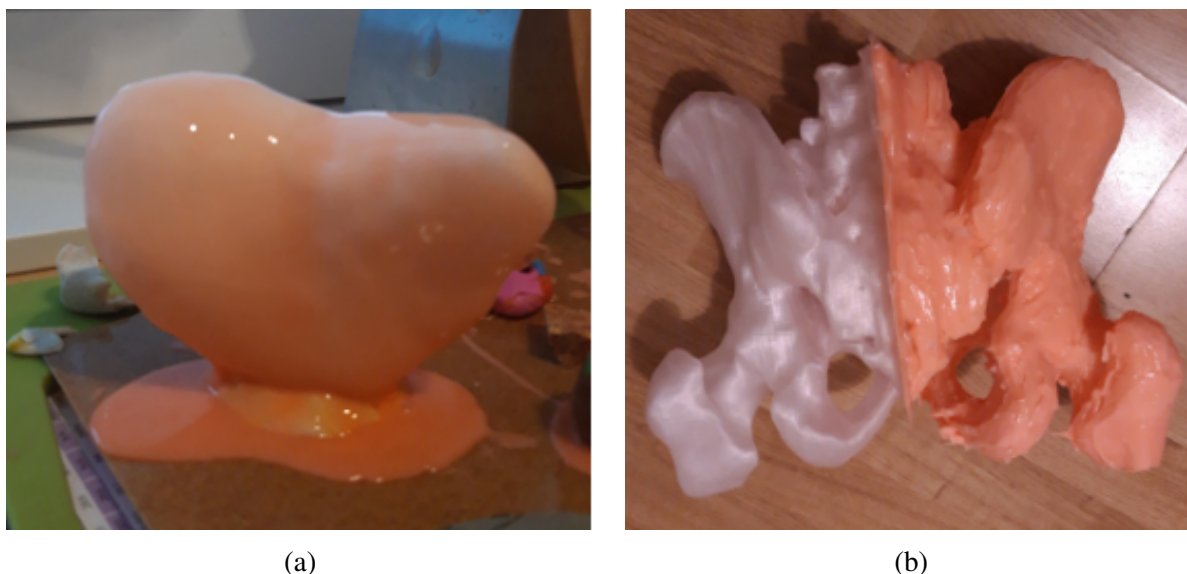


Obr. 4.3: Vytlačенý 3D model chrbtice pred (a) a po (b) odstránení podporného materiálu.



Obr. 4.4: Vytlačené 3D modely pečene, obličiek (a) a aorty (b) podľa CT dát z PLA materiálu.

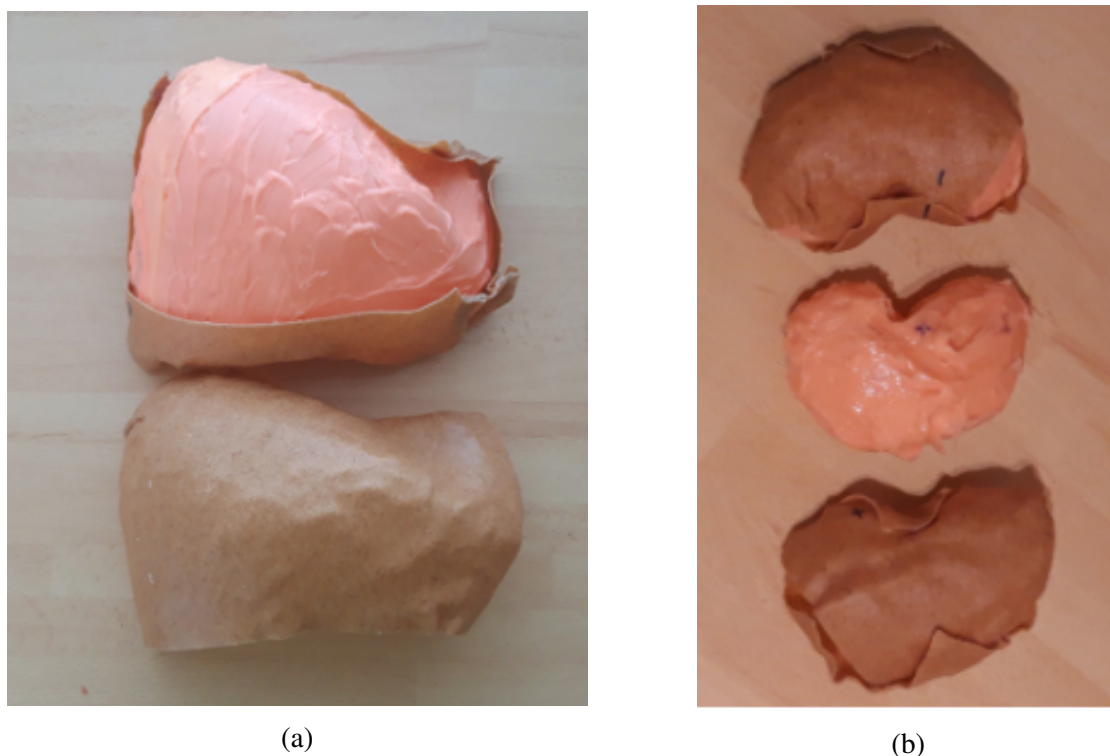
Nasledovala výroba jednotlivých foriem. Formy na všetky orgány okrem aorty boli vyrobené rovnakým postupom pomocou adičného silikónu Rebound 25. Je to dvojkomponentový silikónový kaučuk, ktorý je možné natierať. Mieša sa objemovo 1:1. Formy z tohto materiálu majú vysokú pevnosť v trhu a vysokú elasticitu. Tento silikón sa využíva v architektúre, reprodukcii sochárstva, výrobe foriem na sviečky atď. [47]. Obe komponenty silikónu som zmiešala dokopy v pomere 1:1 a následne som naniesla prvú vrstvu silikónu na daný orgán. Na každý orgán boli nanesené 3 až 4 vrstvy (Obr. 4.5). Prvé dve boli nanesené riedkou zmesou silikónu a vytvárali tenkú vrstvu formy (1 až 2 mm). Táto vrstva sa dostala do každého záhybu modelu a vytvorila tak presný odtlačok, ktorý bol základom formy. Ďalšia vrstva (resp. dve vrstvy) obsahovala tixotropnú prísadu Thi-Vex, ktorá silikón zahustila. Táto vrstva bola následne nanosená na prvé dve vrstvy v hrúbke približne 4 mm. V mieste kde sa forma rozrezávala bola hrúbka vrstvy silikónu ešte o niečo väčšia, aby sa pri vyberaní plastového modelu nepretrhla. Časový rozostup medzi jednotlivými vrstvami bol hodinu, po natretí poslednej vrstvy sa silikón nechal zaschnúť minimálne 6 hodín. U orgánov ako slezina, pečeň, obličky sa plastové modely vybrali len cez zárez, ktorý po vybratí sa takmer celý zlepil silikónom späť. Ostal tam len malý otvor na naliatie želatíny. V prípade panvy bolo vybratie plastového modelu komplikovanejšie. Forma sa rozrezala celá pozdĺž hrany panvovej a bedrovej kosti. Následne sa model panvy odstránil zo silikónu a silikónová forma sa zošila späť. Šev bol pretretý silikónom pre lepšie utesnenie, aby pri odlievaní orgánu materiál nevytiekol. Tento postup zošitia a zlepenia bol vykonaný aj v prípade, že sa orgán nepodarilo odliat' správne a vyžadovalo to nový pokus.



Obr. 4.5: Slezina natretá dvoma tenkými vrstvami silikónu (a) a panva natretá už aj hrubou vrstvou silikónu v porovnaní so samotným plastovým modelom (b).

Ďalším krokom bolo vytvorenie podpornej formy pre silikónové formy. Po odstránení plastových modelov totiž silikónová forma stratí tvar a po naliatí materiálu na vytvorenie daného orgánu, sa forma môže zdeformovať do iného tvaru v porovnaní s tým, ktorý je požadovaný. Preto je nutné vytvoriť podpornú formu (akoby vonkajšiu schránku) z materiálu, ktorý udrží tvar. Na podporné formy bol používaný termoplastický doskový materiál Worbla's. Tento materiál po nahriatí (pri cca 90 °C) mäkkne a dá sa tvarovať. Pred vybratím plastového modelu zo silikónu bol na každú silikónovú formu ručne vytvarovaný „obal“ podľa tvaru daného orgánu. Po vychladnutí termoplast držal tvar, do ktorého bol sformovaný a plastové modely sa mohli vybrať zo silikónu. Termoplastické obaly boli z dvoch alebo viacerých častí, aby sa dali jednoducho otvoriť a mohli sa do nich vložiť silikónová forma (Obr. 4.6). Takto vznikli formy na jednotlivé orgány.

Aorta ako dutá cieva bola vyrobená len zo silikónu (Obr. 4.7). Na plastový model boli, rovnakým postupom ako u ostatných orgánov, nanesené dve tenké vrstvy a jedna hrubšia. Po zaschnutí silikónu bolo možné vrchnú časť plastovej aorty, ktorá končila pred renálnymi tepnami (približne v jednej tretine), vybrať zo silikónovej trubice. Zvyšné dve časti plastovej aorty sa nechali najprv trochu rozpustiť v acetóne. Následne ich bolo možné zlomiť a po častiach vytiahnuť zo silikónovej formy, čím vznikla dutá silikónová aorta. Hrúbka steny silikónovej trubice bola približne 3 mm. Začiatok a konce aorty sa vyplnili tiež silikónom, aby aorta bola nepriepustná a dala sa naplniť vodou s kontrastnou látkou, pred skenovaním.



Obr. 4.6: Silikónová forma v termoplastickom obale na vytvorenie pečene (a) a obličiek (b).



Obr. 4.7: Dutá aorta vytvorená zo silikónu Rebound 25.

Po vyrobení foriem na jednotlivé orgány nasledoval proces odlievania orgánov z príslušných materiálov. Želatína sa zmiešala s vodou teploty 100 °C v danom pomere (Tab. 4.1) pre jednotlivé orgány (pečeň, slezina, obličky). Miešaním sa želatínový prášok vo vode rozpustil a po miernom vychladnutí sa táto tekutina naliala do príslušnej formy. Pred odlievaním pečene bolo potrebné vyrobiť najprv lézie. Množstvo vody s daným množstvom želé (Tab. 4.1) sa zmiešalo a následne priviedlo do varu. Po rozpustení želé vo vode sa zmes nechala mierne vychladnúť

tak, aby nezačala ešte tuhnúť, a potom sa naliala do pripravených balónov. Po stuhnutí želé sa balóny odstránili a vznikli tak guľové, resp. oválne lézie (Obr. 4.8), ktoré sa vhodili do formy pečene naplnenej želatínou. Na dosiahnutie CT čísel lézii sa dala použiť aj samotná želatína v pomere 5 - 6 g želatíny na 100 ml vody. Problém so želatínovými léziami bol v tom, že sa po vhození do teplej želatínovej tekutiny rozpustili. Preto bolo k tvorbe lézií zvolené želé, ktoré si zachovalo guľovitý tvar (Obr. 4.9). Želé lézie boli ľahšie ako želatínova zmes a po vhození do formy na pečeň vyplávali do najvyššieho bodu. Pečeň sa odlievala postupne po 200 ml želatínovej zmesi, kvôli umiestneniu lézií aj do nižších bodov pečene. Po naplnení pečene približne do polovice sa do želatíny umiestnili dve lézie a nechalo sa to mierne zatuhnúť pred naliatím zvyšnej želatíny. Zároveň práca s menším množstvom želatínovej zmesi bola jednoduchšia.

orgán	množstvo vody [ml]	množstvo materiálu [g]	množstvo materiálu [g] na 100 ml vody
pečeň*	1500	450	30
slezina*	300	60	20
oblička*	200	20	10
lézie** (5x)	200	10	5
kosti***	3000	5000	167

Tabuľka 4.1: Odhad množstva použitého materiálu (*želatína, **želé, ***sadra) a vody na výrobu jednotlivých orgánov.

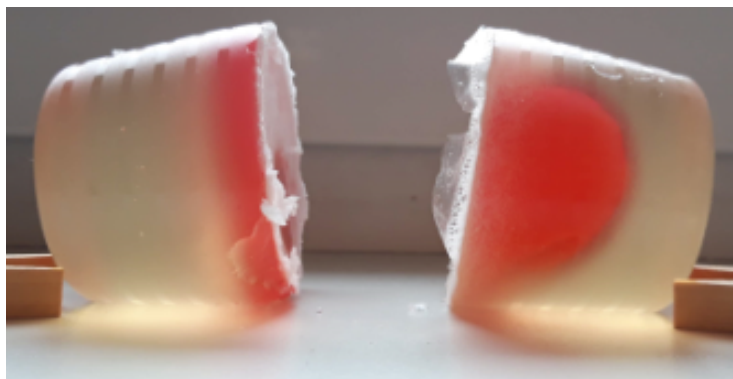


(a)



(b)

Obr. 4.8: Balóny naplnené želé tekutinou (a) a výsledné želé guľôčky simulujúce lézie (b).



Obr. 4.9: Porovnanie želatínovej lézie, ktorá sa rozpustila v želatíne (vľavo) a žele lézie, ktorá zachovala guľový tvar v želatíne (vpravo).

Po naplnení jednotlivých silikónových foriem vložených do termoplastických obalov sa želatína nechala cez noc stuhnúť. Následne sa silikónová forma vybrala z termoplastického obalu, v mieste otvoru sa viac narezala, aby sa dal silikón lepšie rozťahnúť a želatínový orgán sa vybral z formy. Na obrázku nižšie (Obr. 4.10) je zobrazená takto vytvorená pečeň.



(a)



(b)

Obr. 4.10: Odliatok pečene zo želatíny s léziami zo žele spredu (a) a zozadu (b).

Výroba kostí spočívala v odliatí vyrobených foriem chrbtice a panvy zloženej z 2 častí zo sadry a následnom zlepení týchto troch častí. Na jednotlivé časti sa zmiešala sadra s vodou v pomere 60 ml vody na 100 g sadry. Na chrbticu bolo potrebné približne 1 - 1,5 kg sadry a na jednu časť panvy 2 - 2,5 kg sadry. Sadra bola typu modelárska s dobou tuhnutia 12 minút, preto bolo potrebné proces odlievania vykonať čo najrýchlejšie. Pri chybnom odliatí sa forma na panvu rozrezala, chybný kus sa vybral, forma sa zašila, zlepila a proces odlievania prebehol znova (Obr. 4.11). Pri odlievaní chrbtice sa do jej zadnej časti vložila plastová tyč, ktorá sa po stuhnutí vybrala a ostal len prázdny valcový priestor simulujúci chrbticový kanál. Každá časť sa nechala stvrdnúť cez noc a potom boli všetky tri časti za pomoci sadry zlepené dokopy

(Obr. 4.12). Prípadné nedokonalosti, ako zlomené trňové či bočné výbežky stavcov, sa ručne prilepili a/alebo domodelovali sadrou.



(a)



(b)

Obr. 4.11: Polovica panvy v silikónovej forme s termoplastickým obalom v procese tuhnutia sadry (a) a výsledná časť panvy z boku (b).



(a)



(b)

Obr. 4.12: Chrbtica s panvou vyrobená zo sadry spredu (a) a z boku (b).

Všetky orgány boli následne vložené do plastového sudu tak, aby ich umiestnenie odpovedalo umiestneniu v tele človeka. Na prichytenie a zaistenie orgánov v sude bola použitá plastová sieťka (sieť na dvere proti hmyzu). Touto sieťkou sa docielilo toho, že niektoré orgány mohli byť umiestnené voľne do priestoru v sude, napríklad na obličky sa vytvoril pás sieťky obsahujúci dve vrecká (Obr. 4.13 (a)), do ktorých sa vložili obličky a pás sa prichytil o steny sudu. Panva bola širšia ako otvor sudu, preto bola pred vložením modifikovaná. Trochantery stehenných kostí sa zbrúsili tak, aby neprekážali a zároveň jedna časť panvy bola sklopená bližšie k druhej, teda lonové kosti sa priblížili viac k sebe, čo viac odpovedá skutočnosti. To bolo možné vykonať, pretože pri prvej manipulácii sa panva v pravej časti spojenia s krížovou kosťou a chrbticou zlomila. Ukážka orgánov umiestnených do sudu je na nasledujúcom obrázku (Obr. 4.13 (b)), kde je možné vidieť aj modifikovanú pánvu (lonové kosti sú takmer spojené), na dne sudu uloženú pečeň a pozdĺž chrbtice umiestnenú aortu. Aorta sa pred skenovaním naplnila vodou s kontrastnou látkou (v pomere 9:1) a prázdny priestor medzi orgánmi sa vyplnil vodou.



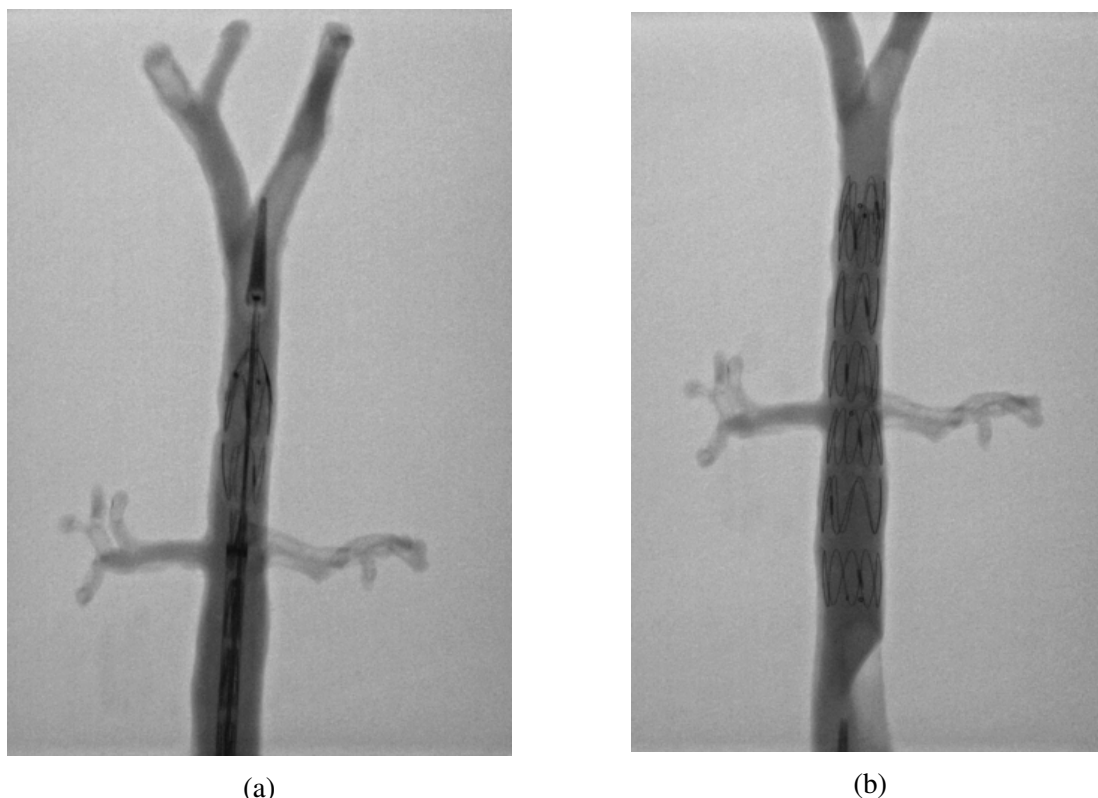
(a)



(b)

Obr. 4.13: Oblička vložená do pripraveného vrecka zo sieťky (a), ktoré sa následne umiestnilo spolu s ďalšími orgánmi do sudu simulujúceho trup človeka (b).

Počas experimentálnych meraní sa základ fantómu ešte upravil. Do aorty sa pod skiaskopickou kontrolou vložil stentgraft (Obr. 4.14) s priemerom 3,3 cm a dĺžkou 13 cm. K pečeni sa na sieť pripevnil dodatočne malý kovový stent. Dôvodom pridania kovových objektov bolo hodnotenie priestorového rozlíšenia a prípadne vznik artefaktov z kovových materiálov. Zvážilo sa použitie čriev, u ktorých hrozilo roztrhnutie, preto sa počas meraní odstránili z fantómu. Kvôli zlej práci s olejom, ktorý mal simulovať viscerálny tuk, sa po prvom meraní olej z fantómu vybral a priestor medzi orgánmi sa vyplnil len vodou.



Obr. 4.14: Ukážka zavádzania stentgraftu do silikónovej aorty pod skiaskopickou kontrolou (a) a celý stentgraft zavedený (b).

Nakoniec bolo potrebné okolo orgánov fantómu umiestnených v sude vytvoriť ešte voskovú obruč, ktorá simulovala subkutánnu tuk a dodávala fantómu rozmery, akoby to bol obézny pacient. Sud základného fantómu sa umiestnil do plastovej nádoby (kvetináč) s kruhovým pôdorysom (Obr. 4.15 (a)). Sud aj nádoba sa oblepili papierom na pečenie, aby sa z nich dal vosk ľahšie odlepiť. Následne bolo do priestoru medzi sud a nádobu postupne naliatých približne 23 kg rozpusteného vosku. Vosk sa nechal stuhnúť a potom sa plastová nádoba odstránila, čím vznikla vosková obruč okolo sudu základného fantómu (Obr. 4.15 (b)). Pre lepšiu manipuláciu sa obruč rozrezala na dve polovice (Obr. 4.16), aby sa dal sud vybrať a prenášanie bolo jednoduchšie. Na oboch poloviciach obruče sa upravili nerovnosti, ktoré vznikli pri odlievaní. V spodnej časti voskovej obruče, ktorá bola užšia ako vrchná časť, pretože plastová nádoba sa zužovala smerom dole, sa ručne domodelovali ďalšie vrstvy vosku, aby túto časť mierne rozšírili. Rozmer voskovej obruče a teda aj celkový rozmer fantómu v najširšej časti bol cca 50 cm.

Po zostrojení jednotlivých orgánov, ich umiestnenia v sude a voskovej obruče sa všetky časti preniesli na CT prístroj, kde sa fantóm poskladal do konečného stavu a bol pripravený na meranie.



(a)



(b)

Obr. 4.15: Sud základného fantómu vložený do plastovej nádoby pripravený na vytvorenie voskovej obruče (a), vosková obruč okolo sudu základného fantómu po odstránení plastovej nádoby (b).



(a)



(b)

Obr. 4.16: Jedna časť domodelovanej voskovej obruče zhora (a) a spredu (b).

Kapitola 5

Optimalizácia CT protokolov obéznych pacientov

Dva zo štyroch princípov radiačnej ochrany sa priamo týkajú pacientov a ich ochrany pred ionizujúcim žiarením. Je to princíp odôvodnenia a princíp optimalizácie. Z princípu odôvodnenia plynie, že z lekárskeho vyšetrenia s použitím ionizujúceho žiarenia, ktoré pacient podstupuje, by mali plynúť dostatočné benefity, ktoré prevýšia riziká spojené s týmto žiarením. Princíp optimalizácie, známy pod akronymom ALARA (z anglického „As Low As Reasonably Achievable“), hovorí, že radiačná záťaž pacienta má byť taká nízka, ako je rozumne možné, t.j. tak, aby vyšetrenie poskytlo dostatočnú diagnostickú informáciu. Zvyšné dva princípy radiačnej ochrany sa týkajú dávkových limitov, ktoré sa na lekárske ožiarenie u pacientov nevzťahujú, a bezpečnosti zdrojov ionizujúceho žiarenia [48].

Pri každom CT vyšetrení sú používané prednastavené vyšetrovacie protokoly, ktoré obsahujú informácie pre dané vyšetrenie, napríklad nastavenia akvizičných parametrov, ktoré ovplyvňujú výslednú kvalitu obrazu aj radiačnú záťaž pacienta. Odporúčané CT protokoly pre rôzne vyšetrenia sú uvedené vo Věstníku 2/2016 od Ministerstva zdravotníctva ČR. Na obrázku 5.1 je ukázaný príklad CT protokolu pre skenovanie brucha a panvy, v ktorom, ako bolo spomenuté vyššie, sú uvedené odporúčané akvizičné parametre (kV, mAs, pitch, atď.), ale aj informácie o aplikácii kontrastnej látky a ďalšie poznámky k vyšetreniu [49].

Štandardne sú CT protokoly uložené v CT skeneri a poskytujú všetky potrebné informácie pre dané vyšetrenie. Všeobecne platí, že so zlepšovaním kvality rastie aj radiačná záťaž pacienta, čo nemusí platiť pri použití IR, preto je vyžadovaná optimalizácia CT protokolov s prihliadnutím na vzťah medzi požadovanou kvalitou obrazu a záťažou pacienta. Optimalizácia vyšetrovacích protokolov sa vykonáva tak, aby bola dosiahnutá dostatočná diagnostická výťažnosť s čo najnižšou dávkou pacientovi [49]. Zároveň by sa CT protokoly mali raz ročne revidovať, aby sa potvrdilo, že sú používané primerané dávky a že aj iné aspekty CT vyšetrenia sú stále akceptovateľné. Optimalizáciu aj revíziu CT protokolov by mal robiť tím troch ľudí, pozostávajúci z rádiológa, ktorý udáva klinickú otázku a môže zhodnotiť kvalitu obrazu, rádiologického fyzika, ktorý dokáže navrhnúť parametre a techniky skenovania vhodné pre dané požiadavky rádiológa, a rádiologického laboranta, ktorý zaistí bezproblémovú prevádzku a prípadne upozorní na praktické obmedzenia navrhovaných zmien [50].

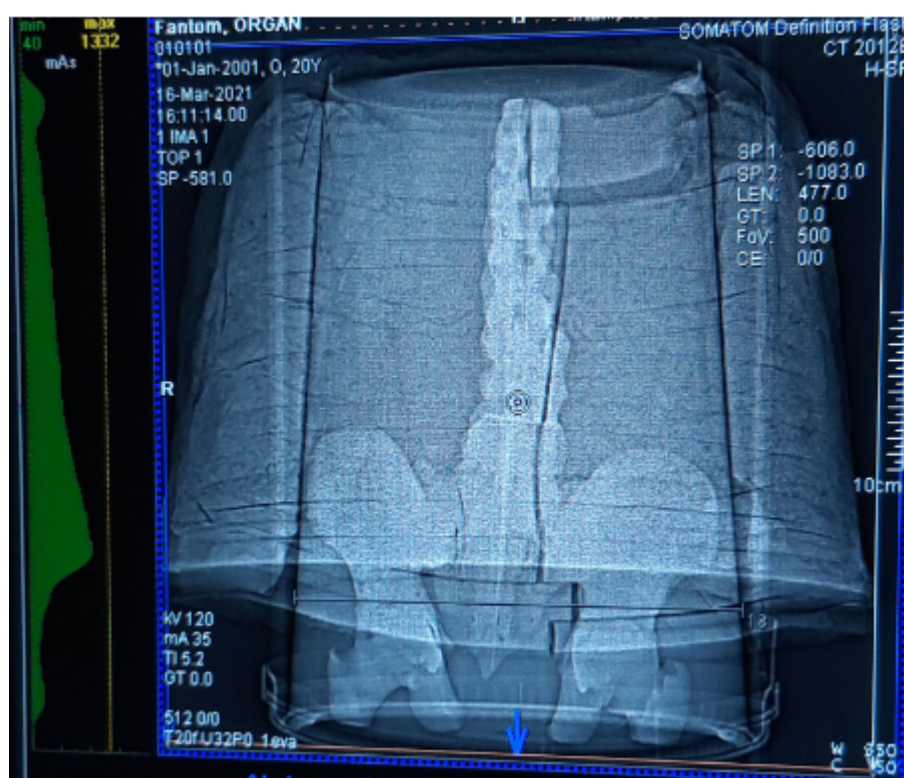
5.2.17 CT břicha, pánve, retroperitonea	
kód VZP – 89611, 89615, 89617, 89619	
kód ČRK – 06. 06. 005, 06. 06. 006, 06. 06. 007, 06. 06. 008, 06. 06. 009, 06. 06. 010, 06. 06. 013, 06. 06. 014	
strategie vyšetření	nativně / s KL i. v. / nativně a s KL i. v. / s KL i. v. ve více fázích
příprava nemocného	nalačno, standardní příprava před aplikací KL, perorální příprava (500 – 1000 ml, preferenčně voda)
uložení	vleže na zádech, elevace horních končetin
instrukce nemocnému	nehýbat se, nadechnout se a nedýchat
rozsah vyšetření	od vrcholu bránice po sedací hrboly, v indikovaných případech cílené zobrazení pouze epigastria nebo pánve
topogram	Předozadní
kV doporučené	120
mAs (FBP) doporučené	150 – 200
CTDIvol typický	15 – 20 mGy
kolimace	závisí na konstrukci detektorů, u MDCT obvykle 0,5 – 1,2 mm
pitch	závisí na konstrukci přístroje, obvykle 1,0 – 1,4
tloušťka rekonstruované vrstvy	3 – 5 mm
objem KL (+ proplach FR)	80 – 120 ml (+ min. 20 ml)
rychlost aplikace KL	3 ml/s (4 ml/s u vyšetření s arteriální fází)
zpoždění	20 – 25 s arteriální fáze, 50 – 75 s venózní fáze, 3 – 5 min. pozdní fáze, 10 min. vylučovací fáze
poznámka	<ul style="list-style-type: none"> • použít jen tolik fází, kolik je nezbytně nutných pro diagnostiku • nativní vyšetření a vylučovací fáze je žádoucí provést se sníženou dávkou • preferovaná je perorální příprava izodenzní KL • při CT enterografii se aplikuje až 2 l izodenzní KL (2,5% roztok manitolu nebo sorbitolu) • příprava jódovou kontrastní látkou per os je vhodná při podezření na únik mimo lumen GIT (píštěle, perforace) a při potřebě odlišit střevní lumen od kolekce tekutiny • při vyšetření samotné pánve může pacient mělce dýchat • MPR v koronální a sagitální rovině v měkkotkáňovém kernelu

Obr. 5.1: Příklad CT protokolu pre vyšetrenie brucha a panvy podľa Ministerstva zdravotníctva ČR [49].

Odporúčané hodnoty expozičných parametrov sú stanovené pre normálnych pacientov. U detí a štíhlych dospelých je možné použiť nižšie hodnoty napätia (80 - 100 kV), pri ktorých sa zlepši kontrast mäkkých tkanív a zníži sa dávka pacientovi. Nižšie napätie je ďalej vhodné aj pri vyšetreniach s použitím kontrastnej látky, kedy je práve zvýšenie kontrastu veľkou výhodou a hoci sa zvýši aj šum v CT obraze, nemusí to byť pri niektorých vyšetreniach prekážkou na dosiahnutie dostatočnej diagnostickej informácie [49, 51]. Naopak, nie je žiaduce používať u väčšiny CT vyšetrení napätie vyššie ako 130 kV, keďže klesá kontrastné rozlíšenie v mäkkých tkanivách a výrazne sa zvyšuje dávka pacientovi [49]. Výnimku tvoria CT vyšetrenia obéznych a morbidne obéznych pacientov, alebo pacientov s veľkými kovovými implantátmi, u ktorých použitím vyššieho napätia je možné redukovať kovové artefakty.

Všetky CT vyšetrenia sa vykonávajú so zapnutou automatickou moduláciou prúdu (ATCM, u prístrojov Siemens nazývaná Care Dose4D), ktorá optimalizuje prúd v každej anatomickej oblasti, čo vedie k lepšej kvalite obrazu a nižšej dávke pacientovi. ATCM automaticky moduluje prúd röntgenky, čím kompenzuje rôznorodosť v zoslabení medzi rôznymi časťami tela

pacienta, ale aj medzi jednotlivými pacientami [52, 53]. Prúd môže byť modulovaný v pozdĺžnej ose pacienta (os Z), alebo v uhlovej projekcii v priebehu každej rotácie röntgenky okolo pacienta (v rovine XY), alebo v oboch smeroch, čím ATCM prispôsobuje rozdiely v zoslabení vznikajúce na základe anatómie, tvaru či veľkosti pacienta [53]. V každom CT vyšetrení sa najprv vykoná lokalizačný sken (tzv. topogram u výrobcu Siemens), orientačný snímok podobný röntgenovému snímku, na ktorom sa vyberie rozsah skenovania a zároveň na zoslabení z tohto snímku je založená ATCM (Obr. 5.2) [52]. Moderné CT prístroje disponujú aj funkciou automatickej voľby napätia, tzv. Care kV (Siemens), ktorá na základe lokalizačného skenu zvolí optimálne napätie podľa veľkosti a zoslabenia daného pacienta [54]. Pomocou ATCM a Care kV je optimalizovaná aj dávka pacientovi.



Obr. 5.2: Lokalizačný sken antropomorfného fantómu s vykreslením priebehu elektrického množstva vľavo.

Vľavo od topogramu sa vykreslí graf prúdu (Obr. 5.2), resp. elektrického množstva pozdĺž osi Z pacienta, v tomto prípade s minimom 40 mAs a maximom 1332 mAs. U obéznych pacientov ATCM v niektorých oblastiach presahuje maximálne možné hodnoty prúdu, resp. elektrického množstva pre dané nastavenie a samotný prístroj v takom prípade vyžaduje modifikáciu expozičných parametrov, aby dokázal vyprodukovať dostatok žiarenia na základe požadovanej kvality CT obrazu. Požadovaná kvalita CT obrazu je volená voľbou hodnoty referenčných mAs (parameter špecifický pre Siemens CT skenery), ktorá udáva kvalitu obrazu pre referenčného pacienta. Túto kvalitu obrazu sa následne CT prístroj snaží docieľiť aj u pacienta, ktorý je odlišný od referenčného. Ak CT prístroj vyžaduje zmenu expozičných parametrov, je možné predĺžiť dobu rotácie röntgenky, čím získa röntgenka viac času na vyprodukovanie rtg. žiarenia

v jednotlivých rezoch, zvýši sa aj skenovací čas, ale referenčná kvalita ostane zachovaná. V prípade, že predĺženie času vedie k príliš dlhému vyšetreniu, ktoré nemusí byť vhodné vzhľadom k stavu pacienta ani z hľadiska radiačnej záťaže, je možné znížiť požadovanú kvalitu obrazu. Tým sa zníži aj potrebné množstvo rtg. žiarenia v danom reze. Ak nie je možné už viac znížiť požadovanú kvalitu obrazu alebo zvýšiť dobu rotácie röntgenky, napríklad u obéznych pacientov, je možné zvýšiť napätie röntgenky. [55]

Softvér Care Dose4D, Care kV, či parameter ref. mAs sú špecifické pre CT prístroje od výrobcu Siemens, ktoré sú v tejto práci používané. Názov softvérov pre ATCM ako aj prístup k získaniu požadovanej kvality je rôzny u iných výrobcov. ATCM nazvané ako Smart mA u GE, Dose Right u výrobcu Philips pre požadovanú kvalitu slúži Noise Index u GE a Reference Image u Philips [53].

V prípade dual source CT (DSCT), ktorý disponuje dvoma röntgenkami a dvoma sadami detektorov v pozícii 95 °C od seba, je možné zvoliť CT protokol, ktorý využíva obe röntgenky pri rovnakom napätí, tým sa zvýši maximálne elektrické množstvo, ktoré je prístroj schopný vyprodukovať, čím je možné dosiahnuť požadovanú kvalitu obrazu. Zároveň u DSCT môžu röntgenky fungovať na rozdielnych napätiach (tzv. dual energy CT), typicky jedna pri nízkom napätí (napr. 80 kV), druhá pri vysokom napätí (napr. 140 kV), čo poskytuje ďalšiu možnosť voľby protokola, ktorý môže byť pri niektorých vyšetreniach výhodný [56, 57].

5.1 Experimentálne CT skenovanie fantómu

Každá zmena nastavenia expozičných parametrov sa viac či menej prejaví vo výslednom CT obraze a v dávke pacientovi. Na výber optimálneho CT protokolu pre obéznych pacientov sa porovnáva vplyv rôznych protokolov na kvalitu obrazu a radiačnú záťaž pacientov. Takúto optimalizáciu je možné vykonať retrospektívne na CT obrazoch obéznych pacientov, ktorí už absolvovali CT vyšetrenie, ako to spravili Quarashi a spol. u CT protokolov brucha [59].

Optimalizácia je posúdenie CT vyšetrovacích protokolov so zameraním na to, aby bola obdržaná dostatočná diagnostická informácia za čo najnižšie dosiahnuteľnej dávky pacientovi [60]. Naším cieľom optimalizácie je porovnanie rôznych módov CT protokolov pre obéznych pacientov medzi sebou z hľadiska kvality obrazu, dávky pacientovi a doby trvania CT vyšetrenia pomocou vyrobeného antropomorfného fantóma a výber najvhodnejšieho protokolu pre týchto pacientov. Experimentálne skeny sme vykonali na dvoch CT prístrojoch výrobcu Siemens, a to Somatom Definition Flash (CT Flash) na pracovisku IKEM a Somatom Force (CT Force) vo Fakultnej nemocnici v Motole (FN Motol). Oba prístroje disponujú dvoma röntgenkami. CT prístroj Somatom Force je novší model typu dual source skener tretej generácie, má výkonejšie generátory, viac radov detektorov a takisto dokáže za sekundu oskenovať väčšiu plochu v porovnaní so Somatom Definition Flash, ktorý je dual source skener druhej generácie (Tab. 5.1).

pracovisko	stroj	typ röntgenky	výkon generátorov	počet rezov	max. rýchlosť skenovania	rok výroby
IKEM	Somatom Definition Flash	2 x Straton	2 x 100 kW	2 x 128	458 mm/s	2010
FN Motol	Somatom Force	2 x Vectron	2 x 120 kW	2 x 192	737 mm/s	2018

Tabuľka 5.1: Špecifikácia použitých CT prístrojov, oba prístroje sú typu dual source.

Prvé experimentálne skenovanie fantómu opísaného v kapitole 4. prebehlo len na CT Flash a slúžilo na oboznámenie sa s prístrojom. Na základe tohto skenovania bol spravený prehľad možností vyšetrovacích protokolov používaných na vyšetrenia brucha a zároveň boli preskúmané možnosti meniť nastavenia niektorých parametrov. Následne bol fantóm vytvorený znova rovnakým spôsobom ako v prvom prípade. Navyše, ako bolo spomenuté v predchádzajúcej kapitole, bol nový fantóm doplnený o stent blízko pečene a do aorty bol implantovaný stentgraft, ktoré umožnili zhodnotiť CT obrazy aj z hľadiska priestorového rozlíšenia. Naopak, olejové bubliny a črevá boli z fantómu odstránené, keďže práca s nimi bola zbytočne náročná vzhľadom na ich vplyv na hodnotenie CT obrazov.

Na začiatku každého experimentálneho skenovania sme zostrojený fantóm umiestnili na vyšetrovací stôl do pripravenej polovice voskovej obruče simulujúcej subkutánnu tuk, druhú polovicu obruče sme položili na fantóm. Takto umiestnený fantóm sme vycentrovali približne stredom do izocentra v horizontálnom aj vertikálnom smere (Obr. 5.3).



(a)



(b)

Obr. 5.3: Antropomorfný fantóm umiestnený a vycentrovaný v CT prístroji Somatom Definition Flash.

U oboch strojov sme používali 3 rôzne režimy náberu dát, ktoré sa líšili použitím jednej alebo oboch röntgeniek a v prípade oboch röntgeniek použitím rovnakého alebo rôzneho napätia na röntgenkách. Toto nastavenie bolo dané výberom CT protokolu, konkrétne:

→ Abdomen: rtg. žiarenie produkované len röntgenkou A (single source mód)

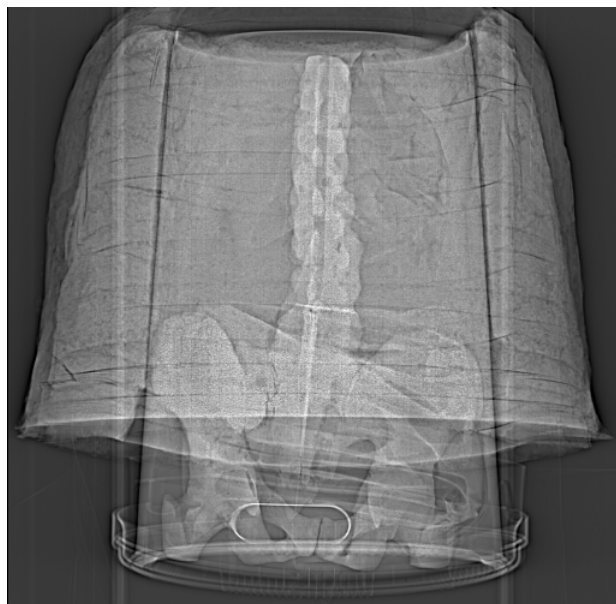
→ DS_abdomen: rtg. žiarenie produkované röntgenkou A aj B s použitím rovnakého napätia (dual source mód)

→ DE_extrangio: rtg. žiarenie produkované röntgenkou A aj B s použitím odlišných napätí (dual energy mód).

Po vycentrovaní fantómu sme vytvorili topogram (Obr. 5.4), na základe ktorého sme skontrolovali rotáciu fantómu, aby panva bola otočená, akoby pacient ležal na chrbte. Na topograme sme vybrali oblasť skenovania, aby obsahovala celý fantóm. Následne sme vykonali jednotlivé akvizície, ktoré sú zobrazené v tabuľke nižšie (Tab. 5.2). Hviezdičkou sú v tabuľke označené protokoly, ktoré zvolil stroj automaticky so zapnutým Care kV po zostrojení topogramu (Abdomen 100 kV a 204 mAs u CT Force, Abdomen 140 kV a 169 mAs u CT Flash). Ďalej u CT Force v prípade DS_abdomen a DE_extrangio protokolov boli ref. mAs iné v porovnaní s CT Flash (ref. mAs pre CT Force za / v Tab. 5.2). Týmto nastavením týchto troch protokolov sme vykonali 12 - 14 akvizície na každom stroji a nechali sme ich zrekonštruovať filtrovanou spätnou projekciou s hrúbkou rekonštruovanej vrstvy 5 mm. Niektoré akvizície boli následne rekonštruované aj s použitím iteratívnej rekonštrukcie s rôznou silou iterácie. Jednotlivé nastavenia sú viac rozoberané ďalej.

protokol	röntgenka	napätie kV	ref. mAs
Abdomen	A	100 kV	210 mAs
	A	100 kV	204 mAs *
	A	120 kV	210 mAs
	A	120 kV	190 mAs
	A	120 kV	170 mAs
	A	120 kV	150 mAs
	A	120 kV	130 mAs
	A	120 kV	110 mAs
	A	140 kV	210 mAs
	A	140 kV	169 mAs *
DS_abdomen	A+B	100 + 100 kV	210 mAs
	A+B	120 + 120 kV	210 mAs / 150 mAs, 120 mAs
	A+B	140 + 140 kV	210 mAs / 120 mAs
DE_extrangio	A+B	80 + 140 kV / 80 + 150 kV	230 + 98 mAs / 120 + 67 mAs

Tabuľka 5.2: Prehľad použitých vyšetrovacích protokolov. Protokoly s Care kV sú označené *. V prípade, že sa hodnoty medzi prístrojmi líšili, sú pre CT Force uvedené za lomítkom.



Obr. 5.4: Lokalizačný sken (topogram) zostrojeného antropomorfného fantómu.

5.2 CT čísla orgánov a tkanív fantómu

CT čísla orgánov a tkanív vyrobeného antropomorfného fantómu boli určené zakreslením niekoľkých ROI do jednotlivých orgánov a stanovením priemerného CT čísla a smerodajnej odchýlky danej ROI z CT dát nabraných pri použití protokola Abdomen s napätím 120 kV na prístroji CT Flash. V tabuľke nižšie (Tab. 5.3) sú zobrazené priemerné CT čísla jednotlivých orgánov a rozsah CT čísel v danom orgáne v porovnaní s priemerným CT číslom orgánov reálnych pacientov, ktoré boli spomenuté už v 3. kapitole. V prípade mäkkých tkanív, ktoré boli vyrobené zo želatíny, resp. želé sa u všetkých orgánov priemerné CT čísla takmer zhodovali s CT číslami reálnych pacientov. Rovnako to bolo aj s tukovým tkanivom vyrobeným z vosku. Vytvorená panva a chrbtica zo sádry mali CT číslo mierne vyššie ako priemer u pacientov, no CT číslo kompaktnej kosti sa môže pohybovať až do hodnoty +3000 HU [35]. Najväčšia odchýlka CT čísel bola v prípade aorty naplnenej kontrastnou látkou. CT číslo aorty fantómu je 3x vyššie ako u reálneho pacienta. Je to spôsobené nesprávnym pomerom KL k vode, ktorými bola aorta naplnená. V prípade prvého experimentálneho skenu bola hodnota CT čísla aorty $+440 \pm 30$, avšak pomer KL k vode nebol zaznamenaný, preto sa pri druhom experimentálnom skenovaní pomer odhadol podľa skúseností zdravotníkov s aplikáciou KL pacientovi na 1:9. Tým vznikla zmes KL s vodou do aorty, ktorá, ako sa ukázalo po oskenovaní, obsahovala veľa KL, teda svojím CT číslo sa zhoduje viac s kostným tkanivom ako s aortou naplnenou KL.

orgán/tkanivo	CT číslo [HU] reálny pacient	CT číslo [HU] fantóm	rozsah HU fantóm
kosti (chrbtica + pánva)	+544 ± 47	+751 ± 35	+616 až +844
pečeň	+51 ± 6	+62 ± 21	+6 až +121
lézie	+17 ± 7	+19 ± 20	-39 až +70
slezina	+41 ± 4	+43 ± 20	-11 až +99
obličky	+28 ± 3	+26 ± 22	-39 až +92
aorta s KL	+211 ± 16	+679 ± 30	+583 až +738
subkutánnny tuk	-110 ± 4	-105 ± 14	-146 až -73

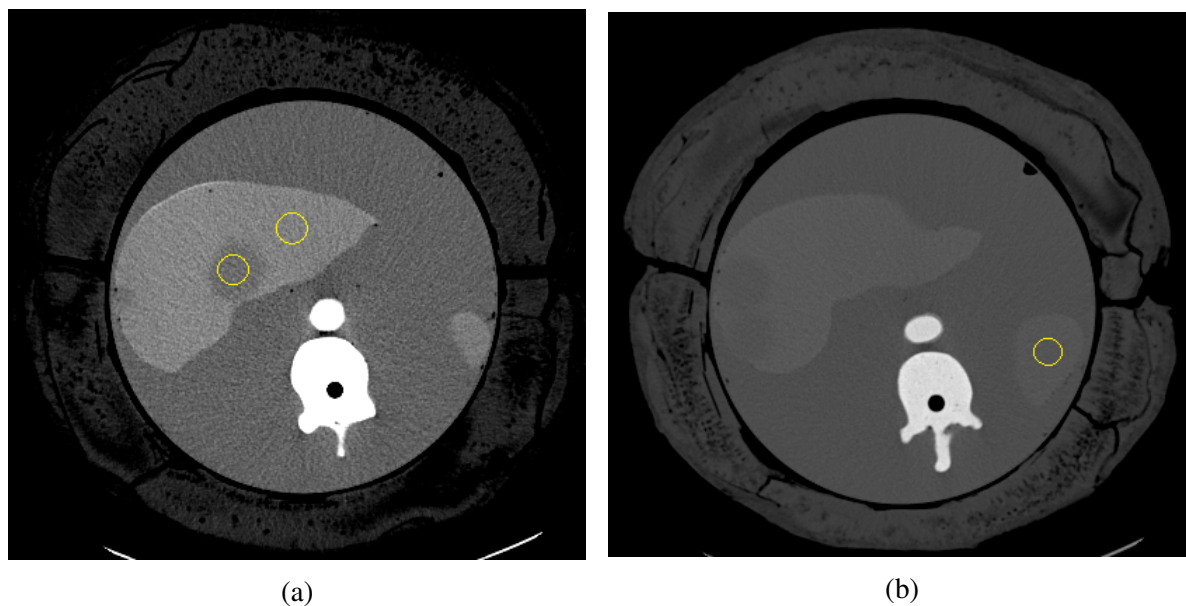
Tabuľka 5.3: CT čísla orgánov u reálneho pacienta a vytvoreného antropomorfného fantómu z CT vyšetrenia pri 120 kV.

5.3 Hodnotenie jednotlivých CT protokolov

CT protokoly boli analyzované z hľadiska kvality obrazu, radiačnej záťaže, ktorú reprezentuje hodnota $CTDI_{VOL}$ získaná z patientskeho protokolu, a z hľadiska skenovacieho času. Kvalita obrazu sa posudzovala na základe viditeľnosti nízkokontrastných lézií, vysokokontrastného stentu a množstva šumu v daných CT obrazoch. Ku kvantitatívnemu zhodnoteniu viditeľnosti nízkokontrastných lézií sa použila veličina pomer kontrastu k šumu (CNR) a pre porovnanie množstva šumu v rôznych akvizíciach sa používal pomer signálu k šumu (SNR) stanovené ako

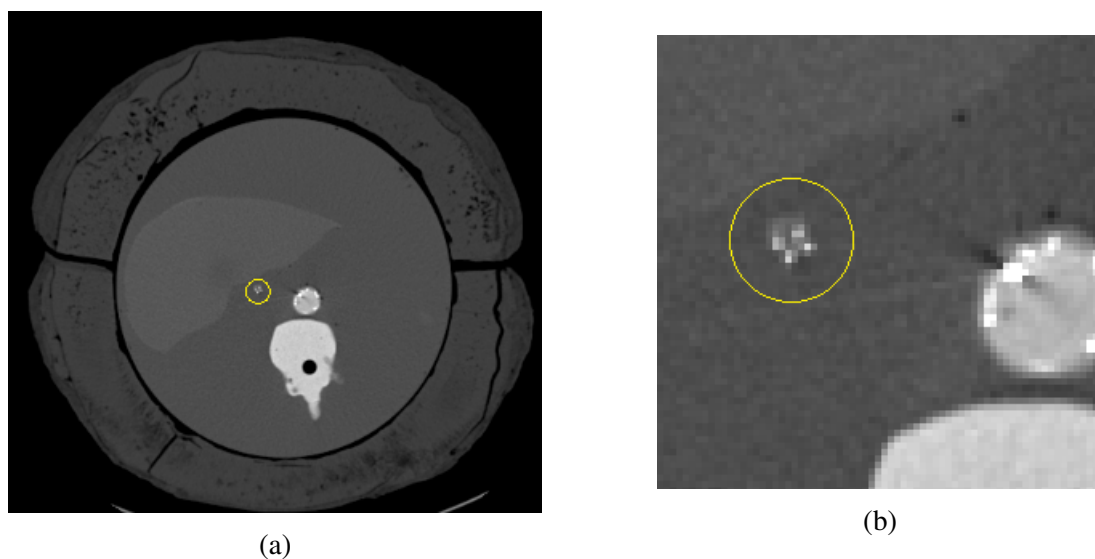
$$CNR = \frac{HU_P - HU_L}{SD_P}, \quad SNR = \frac{HU_S}{SD_S}, \quad (5.1)$$

kde HU značí priemerné CT číslo v zakreslenej ROI (index P v pečeni, L v lézii, S v slezine), SD je smerodajná odchýlka priemerného CT čísla danej ROI [17, 59]. ROI boli zakreslené vo veľkosti 3 - 4 cm² a obsahovali 350 - 450 pixelov. V troch rezoch, ktoré obsahovali približne stred najväčšej lézie, sa zakreslili ROI v niekoľkých miestach v lézii a v pečeni (Obr. 5.5 (a)). Pre každú dvojicu týchto hodnôt (ROI_L a ROI_P) sa stanovila hodnota CNR podľa vzťahu vyššie a z týchto hodnôt sa spravil priemer, ktorý reprezentoval viditeľnosť lézie v danom CT protokole. Pri stanovení SNR sa postupovalo rovnakým spôsobom, no ROI boli zakresľované do sleziny, keďže bola vytvorená len zo želatíny. Tým sa predišlo tomu, aby sa nestalo, že sa ROI zakreslí cez menej viditeľnú léziu v pečeni, čo by znížilo hodnoty priemerného CT čísla a skreslilo tým aj priemerné SNR (Obr. 5.5 (b)).



Obr. 5.5: Ukážka zakreslenia ROI v lézii, pečeni (a) a v slezine (b) pre stanovenie CNR a SNR. Pre lepšiu viditeľnosť lézie sa CT obrázky líšia nastavením hodnoty a šírky zobrazovacieho okna.

Priestorové rozlíšenie bolo náročnejšie zhodnotiť v jednotlivých CT obrazoch. Pri prvom experimentálnom skenovaní sme vo fantóme nemali žiaden objekt, na ktorom by sa dalo hodnotiť priestorové rozlíšenie, preto sme pred druhým skenovaním pridali do fantómu aj malý stent umiestnený vedľa pečene. Pri hodnotení priestorového rozlíšenia sa v reze, v ktorom bolo jednoznačne vidno začiatok stentu, zakreslila okolo tohto stentu ROI (Obr. 5.6) a zobrazil sa 3D povrch intenzity v tejto ROI. Na základe tohto 3D povrchu sa dajú protokoly porovnať aj z hľadiska priestorového rozlíšenia, hoci to nie je úplne korektné porovnanie.



Obr. 5.6: Ukážka zakreslenia ROI okolo stentu (a) a zoom tohto miesta (b).

5.3.1 Porovnanie režimov single source, dual source a dual energy

CT protokol Abdomen (single source) s použitým napätím 120 kV je štandardne používaným protokolom vo väčšine prípadov na vyšetrenie brušnej dutiny. Podľa miery obezity daného pacienta sa napätie u tohto protokolu, v prípade, že röntgenka nedokáže vyprodukovať potrebné množstvo žiarenia za daný čas, zvyšuje na 140 kV. CT prístroje typu dual source disponujú, ako už bolo spomenuté vyššie, aj režimami s použitím oboch röntgeniek. V nasledujúcich odstavcoch sú porovnávané CT protokoly Abdomen, DS_abdomen a DE_extrangio pri 120 kV u oboch prístrojov. CT protokol DE_extrangio, u ktorého sa náber dát vykonáva s napätím 80 kV na röntgenke A a 140 kV, resp. 150 kV na röntgenke B (CT Force), nakoniec rekonštruje CT obraz, akoby bol vytvorený z dát pri napätí 120 kV, preto je porovnávaný s protokolmi s nastavením 120 kV.

V tabuľkách 5.4 (pre CT Flash) a 5.5 (pre CT Force) sú uvedené hodnoty expozičných parametrov pre tieto protokoly, ako je použité napätie, maximálne elektrické množstvo (max. mAs), efektívne elektrické množstvo (eff. mAs), požadovaná kvalita obrazu (ref. mAs), pitch faktor a doba rotácie röntgenky. Ďalej, tabuľky obsahujú dávkové veličiny $CTDI_{VOL}$ a DLP, dobu trvania skenu a stanovené hodnoty CNR a SNR podľa vzt'ahov 5.1. U tohto skenovania sme uskutočnili len voľbu protokolu a napätia 120 kV, zvyšné parametre si nastavil stroj. Čas skenovania bol nastavený tak, aby prístroj umožnil spustenie náberu dát. To znamená, ak prístroj z nejakého dôvodu nedovolil spustenie akvizície, zvýšili sme čas skenovania. U prístroja CT Force bolo možné znížiť čas skenovania u protokolu DS_abdomen, preto sme u tohto prístroja vykonali nový experimentálny sken protokolu DS_abdomen (označený * v tabuľke) s čo najkratším časom (skrátene z pôvodných 8 sekúnd na 4 sekundy). Toto skenovanie je ďalej porovnávané aj v grafoch.

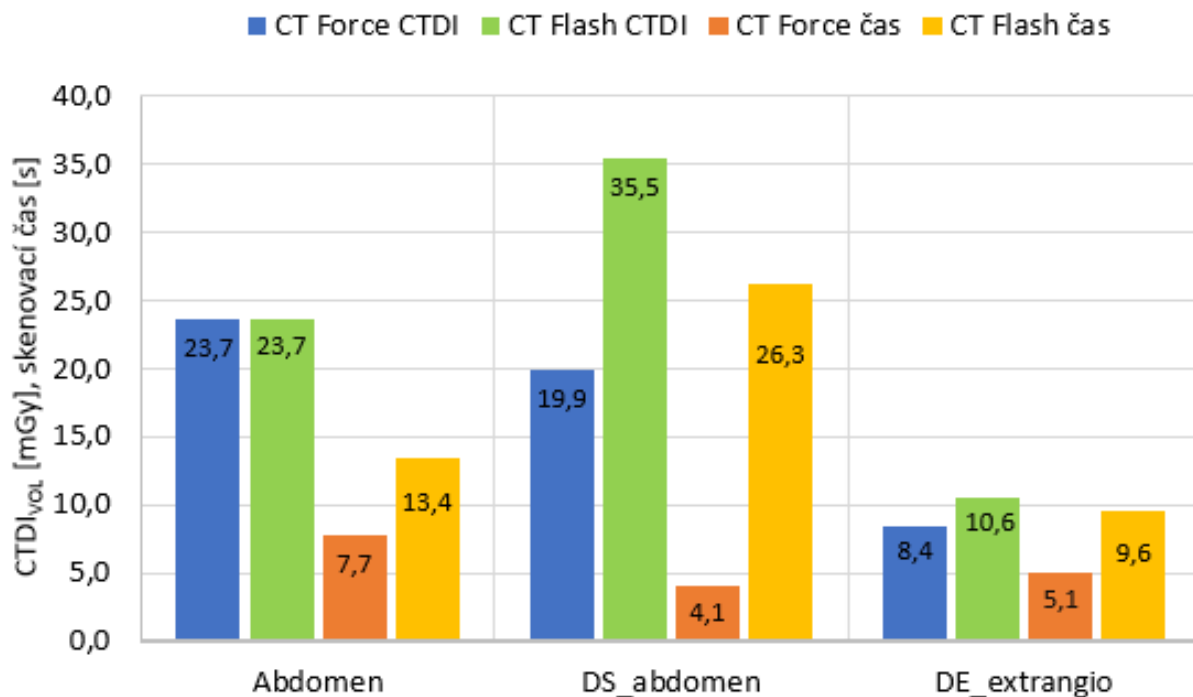
protokol	napätie [kV]	max. mAs	eff. mAs	ref. mAs	pitch [-]	doba rotácie röntgenky [s]
Abdomen	120	800	351	210	0,5	0,5
DS_abdomen	120+120	798+798	424	210	0,5	0,5
DE_extrangio	80+140	650+500	211+139	230+98	0,95	0,33
	CTDI [mGy]	DLP [mGy*cm]	čas skenu [s]	dĺžka skenu [mm]	CNR [-]	SNR [-]
Abdomen	23,7	1173,6	13,4	515	2,03 ± 0,10	2,38 ± 0,13
DS_abdomen	35,5	1741,7	26,3	504	2,26 ± 0,16	2,55 ± 0,28
DE_extrangio	10,6	535,7	9,6	526	1,61 ± 0,09	1,91 ± 0,13

Tabuľka 5.4: Hodnoty expozičných parametrov, dávkových veličín a vypočítaných CNR, SNR pre tri rôzne protokoly na CT prístroji Somatom Definition Flash na pracovisku IKEM.

protokol	napätie [kV]	max. mAs	eff. mAs	ref. mAs	pitch [-]	doba rotácie röntgenky [s]
Abdomen	120	965	353	210	0,6	0,5
DS_abdomen	120+120	389+389	237	120	0,6	0,5
DS_abdomen*	120+120	1000+1000	297	150	1,5	0,5
DE_extrangio	80+150Sn	1300+650	247+107	120+67	0,7	0,25
	CTDI [mGy]	DLP [mGy*cm]	čas skenu [s]	dlžka skenu [mm]	CNR [-]	SNR [-]
Abdomen	23,7	1188,0	7,7	534	1,88 ± 0,02	3,22 ± 0,14
DS_abdomen	16,0	827,8	8,2	567	1,94 ± 0,27	3,15 ± 0,17
DS_abdomen*	19,9	1256,0	4,1	701	1,85 ± 0,19	3,20 ± 0,12
DE_extrangio	8,4	427,2	5,1	544	1,64 ± 0,17	2,53 ± 0,13

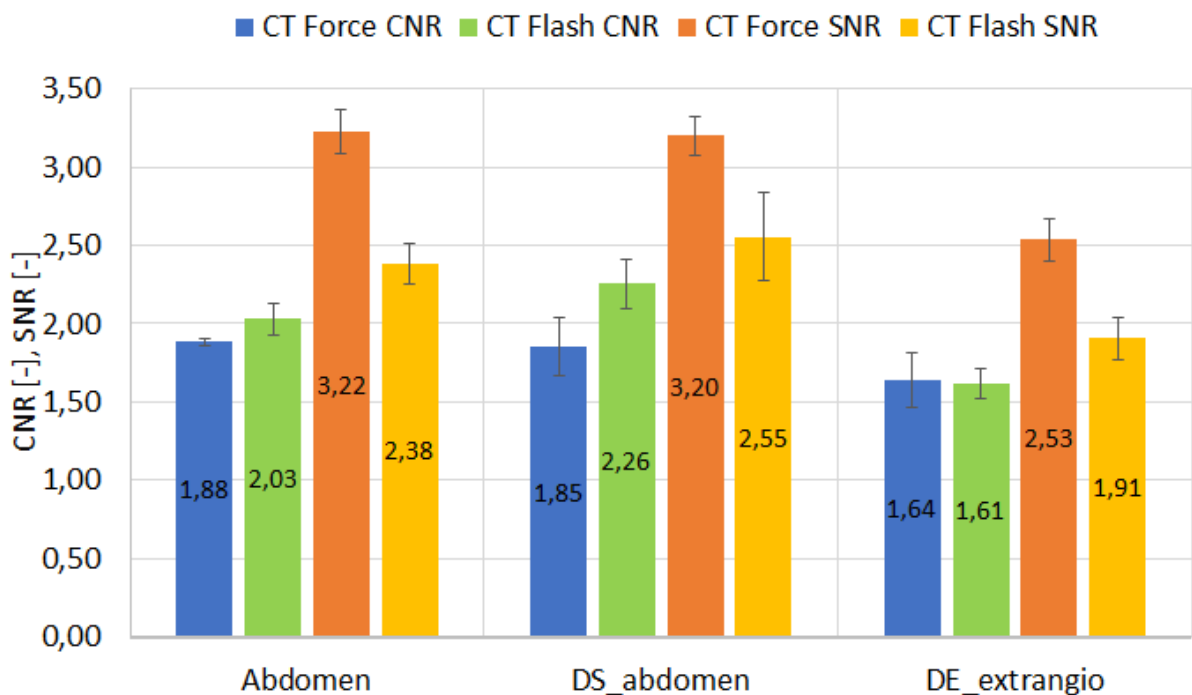
Tabuľka 5.5: Hodnoty expozičný parametrov, dávkových veličín a vypočítaných CNR, SNR pre tri rôzne protokoly na CT prístroji Somatom Force vo FN Motol (* značí rovnaký DS protokol, no s najkratším možným časom skenovania).

Z hodnôt použitých max. mAs je vidieť väčší výkon prístroja CT Force, čo sa pozitívne prejavilo na čase skenu. V prípade CT Force aj u protokolu s najdlhším časom skenovania (Abdomen s cca 8 s, resp. pôvodný DS_abdomen s 8 s) bola doba akvizície kratšia, ako u ktoréhokoľvek z daných 3 protokolov na CT Flash (Obr. 5.7). Použitím protokolov Abdomen a DE_extrangio obdržal fantóm približne rovnakú dávku u oboch prístrojov, hoci čas bol u CT Force o 40 - 50 % kratší v porovnaní s rovnakými protokolmi u CT Flash. U protokolu DS_abdomen je rozdiel v časoch markantný v neprospech CT Flash. CT Force je o vyše 80 % rýchlejší a radiačná záťaž, ktorú spôsobil, je o 45 % nižšia. U CT Flash protokol DS_abdomen trval 26 sekúnd, čo v klinickej praxi je príliš dlhý čas. Pacienti podstupujú toto vyšetrenie v nádychu (so zadržaním dychu), preto by malo byť vyšetrenie čo najrýchlejšie. Zároveň sa pri krátkych časoch minimalizujú pohybové artefakty. V tomto smere je tento protokol najviac nevýhodný v porovnaní s ostatnými.



Obr. 5.7: Porovnanie troch CT protokolov z hľadiska radiačnej zát'áže a skenovacieho času u dvoch rôznych strojov.

Z hľadiska kvality obrazu sa protokoly Abdomen a DS_abdomen viditeľnosťou nízkokontrastných lézií a šumom od seba nelíšia, čomu odpovedajú aj hodnoty CNR, resp. SNR, ktoré sú v rámci chýb podobné (napr. 1,88 vs. 1,85 atď., Obr. 5.8). Pri porovnaní strojov medzi sebou, CT Flash poskytuje lepší kontrast lézií (vyššie hodnoty CNR, napr. 2,03 vs. 1,88), no zároveň má v oboch CT obrazoch mierne vyšší šum (nižšie hodnoty SNR, napr. 2,38 vs. 3,22) oproti CT Force, čo je mierne vidieť aj na CT obrazoch (Obr. 5.9). CT protokol DE_extrangio je nevýhodnejší z hľadiska kvality obrazu ako zvyšné protokoly, a to u oboch strojov. Z tohto protokolu vyplynula síce nízka radiačná zát'áž a čas skenu bol relatívne krátky, no CNR aj SNR hodnoty sú nižšie (Obr. 5.8), čo má súvis práve s nízkou radiačnou zát'ážou. Tá je ovplyvnená použitím nízkeho napätia na jednej röntgenke a zároveň nižšieho elektrického množstva na druhej röntgenke. Ďalej u týchto protokolov je použitý vyšší pitch faktor, čo skrátí dobu skenovania. Avšak tieto zmeny majú negatívny vplyv na šum v obraze, ktorý je viditeľne vyšší u oboch strojov (Obr. 5.9). Vyššia hodnota šumu spôsobila kvalitatívne horšie CT obrazy, čo sa prejavilo práve nižšími hodnotami CNR a SNR.



Obr. 5.8: Porovnanie troch CT protokolov z hľadiska kvality obrazu u dvoch rôznych strojov.

Keď sa porovnajú hodnoty SNR alebo CNR normalizované k dávke ako

$$\text{CNRD} = \frac{\text{CNR}}{(\text{CTDI}_{\text{VOL}})^a}, \quad \text{SNRD} = \frac{\text{SNR}}{(\text{CTDI}_{\text{VOL}})^a}, \quad (5.2)$$

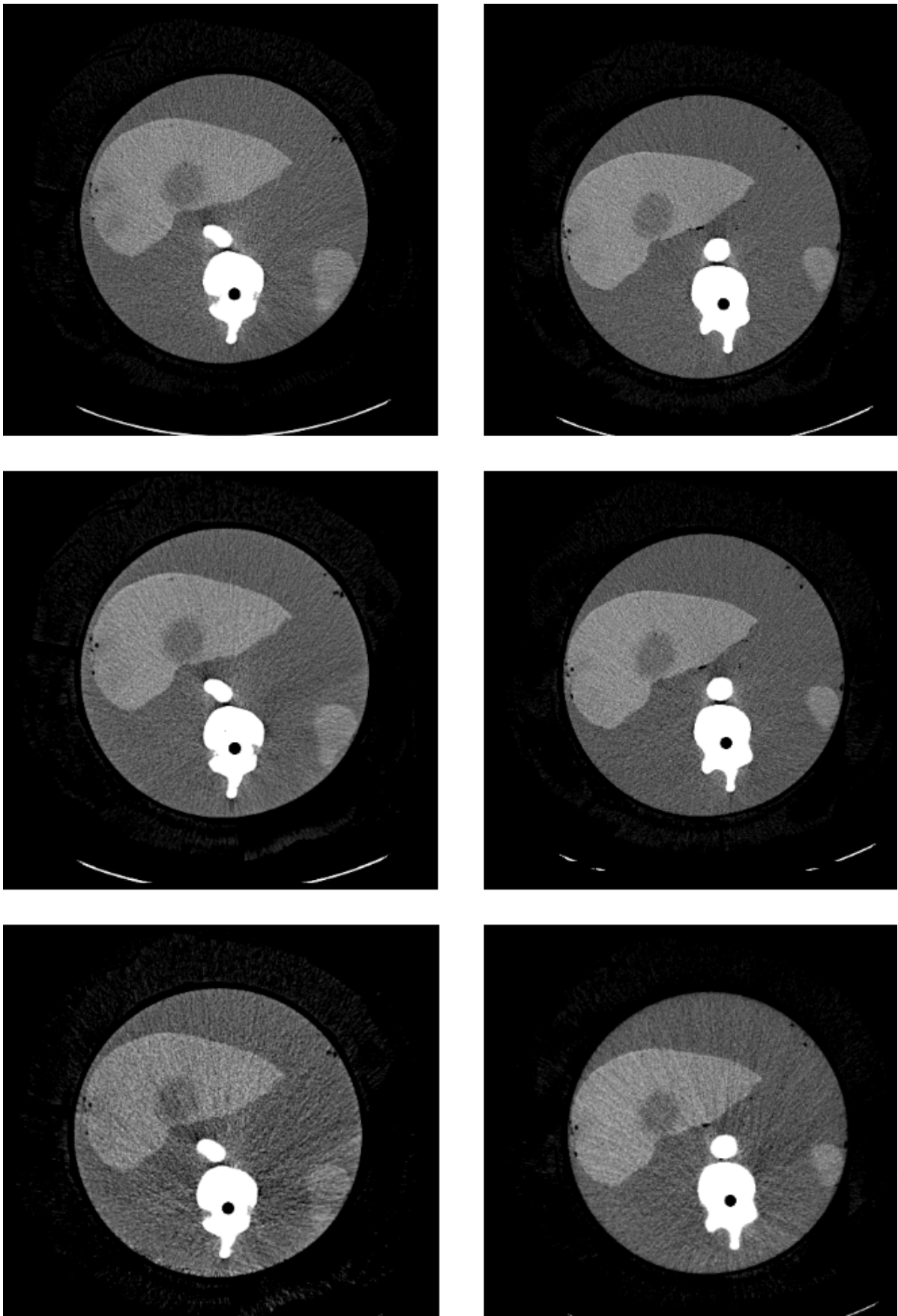
kde parameter a je väčšinou $1/2$ [58], protokol DE_extrangio z tohto porovnania vyjde ako najlepší u oboch strojov vďaka nízkej hodnote CTDI_{VOL} oproti zvyšným dvom protokolom. Ak parameter a bude rovný $1/3$, čím sa kladie väčší dôraz na kvalitu obrazu, hodnoty CNRD a SNRD u DE_extrangio budú zrovnateľné s DS_abdomen u CT Force, resp. Abdomen u CT Flash (Tab. 5.6). Z tohto porovnania protokol DE_extrangio sa zdá byť porovnateľne dobrý ako zvyšné protokoly, je to spôsobené práve nízkou radiačnou záťažou. Na CT obrazoch (Obr. 5.9) je u tohto protokolu viditeľne horšia kvalita obrazu z hľadiska šumu a zároveň aj streak artefakty sú výraznejšie v porovnaní so zvyšnými dvoma protokolmi.

CT protokol	SNRD [1/mGy]	CNRD [1/mGy]	SNRD [1/mGy]	CNRD [1/mGy]
	a=1/2	a=1/2	a=1/3	a=1/3
Abdomen	0,66 ± 0,03	0,39 ± 0,01	1,12 ± 0,05	0,66 ± 0,01
DS_abdomen	0,79 ± 0,04	0,49 ± 0,07	1,25 ± 0,07	0,77 ± 0,11
DE_extrangio	0,87 ± 0,05	0,57 ± 0,06	1,25 ± 0,07	0,81 ± 0,09
*Abdomen	0,49 ± 0,03	0,34 ± 0,02	0,83 ± 0,05	0,71 ± 0,04
*DS_abdomen	0,43 ± 0,05	0,38 ± 0,03	0,78 ± 0,09	0,69 ± 0,05
*DE_extrangio	0,59 ± 0,04	0,50 ± 0,03	0,87 ± 0,06	0,74 ± 0,04

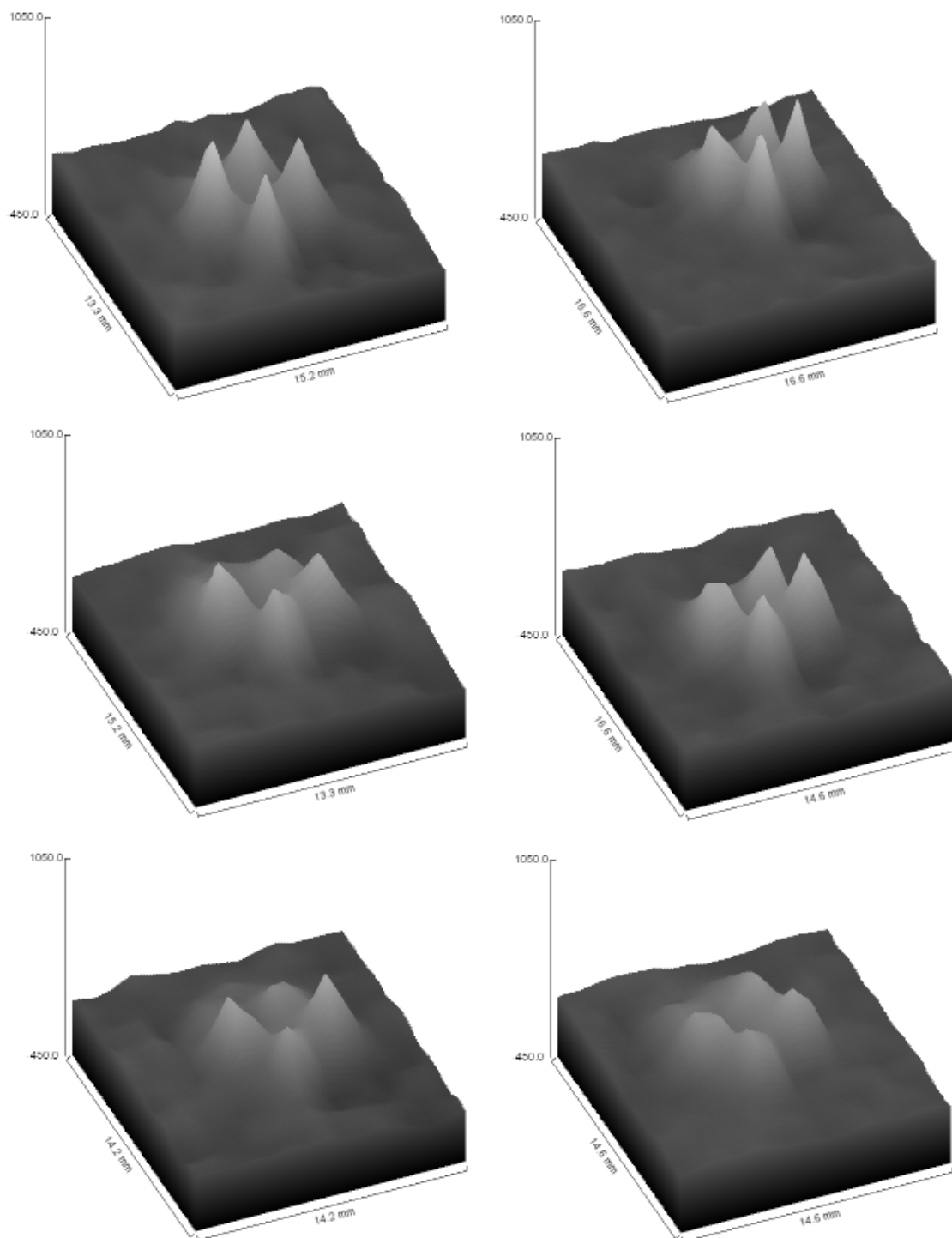
Tabuľka 5.6: Hodnoty SNR a CNR normalizované k dávke podľa 5.2 pre jednotlivé protokoly u oboch strojov (CT protokoly pre CT Flash sú označené *).

Z hľadiska priestorového rozlíšenia (Obr. 5.10) sa najlepším protokolom zdá byť protokol Abdomen, ktorý profil intenzit stratov stentu v danom reze zobrazuje najostrejšie. Naopak, protokol DE_extrangio zobrazuje profily najhoršie. Lepšie zhodnotenie priestorového rozlíšenia nebolo možné.

Z hodnotenia týchto troch protokolov vyplýva, že optimálnym protokolom u CT Flash je klasický Abdomen protokol. Zvyšné dva protokoly u tohto stroja sú buď časovo neprijateľné (DS_abdomen), alebo kvalita obrazu je viditeľne horšia (DE_extrangio). U CT Force je výhodnejšie použiť DS_abdomen, ktorý ponúka pri zachovaní rovnakej kvality obrazu nižšiu dávku ako Abdomen protokol a zároveň o takmer polovicu kratší čas. U tohto protokolu v prípade zvýšenia času na hodnotu zrovnateľnú s Abdomen protokolom (tj. 8 s) je možné znížiť radiačnú záťaž až takmer o tretinu (16,0 mGy vs. 23,7 mGy).



Obr. 5.9: Porovnanie protokolov zhora dole Abdomen, DS_abdomen, DE_extrangio u prístroja CT Flash (ľavý stĺpec) a CT Force (pravý stĺpec). Hodnota a šírka okna bola u všetkých CT obrazov nastavená na mäkkotkanivovú hodnotu ($W = 300$, $L = 50$).



Obr. 5.10: Porovnanie protokolov z hľadiska priestorového rozlíšenia na základe zobrazenia povrchu v mieste začiatku stentu (zhora dole Abdomen, DS_abdomen, DE_extrangio, ľavý stĺpec CT Flash, pravý stĺpec CT Force).

5.3.2 Porovnanie rôznych napätí

Ďalšia časť sa zameriava na použitie rôznych napätí a rovnakého protokolu opäť u oboch prístrojov. V tabuľkách 5.7 a 5.8 je opäť zobrazená voľba expozičných parametrov, dávkové veličiny a vypočítané hodnoty CNR a SNR. Protokol Abdomen 100 kV vo FN Motol a Abdomen 140 kV v IKEM boli prvé protokoly, ktoré po vykonaní topogramu prístroj nastavil. U týchto dvoch protokolov (označené * v tabuľkách) okrem zapnutej ATCM prístroj použil aj softvér automatickej voľby napätia (Care kV). Protokol Abdomen 120 kV je rovnaký, aký už bol spomínaný vyššie.

protokol	napätie [kV]	max. mAs	eff. mAs	ref. mAs	pitch [-]	doba rotácie röntgenky [s]
Abdomen	100	650	368	210	0,5	0,5
Abdomen	120	800	351	210	0,5	0,5
Abdomen	140*	714	271	169	0,6	0,5
napätie [kV]	CTDI [mGy]	DLP [mGy*cm]	čas skenu [s]	dĺžka skenu [mm]	CNR [-]	SNR [-]
100	15,1	750,0	13,4	515	1,45 ± 0,06	1,63 ± 0,15
120	23,7	1173,6	13,4	515	2,03 ± 0,10	2,38 ± 0,13
140*	26,7	1332,1	11,3	521	2,46 ± 0,18	3,05 ± 0,22

Tabuľka 5.7: Hodnoty expozičných parametrov, dávkových veličín a vypočítaných CNR, SNR pre tri rôzne napätia na CT prístroji Somatom Definition Flash v IKEM.

protokol	napätie [kV]	max. mAs	eff. mAs	ref. mAs	pitch [-]	doba rotácie röntgenky [s]
Abdomen	100*	1098	370	204	0,6	0,5
Abdomen	120	965	353	210	0,6	0,5
Abdomen	140	770	338	210	0,5	0,5
napätie [kV]	CTDI [mGy]	DLP [mGy*cm]	čas skenu [s]	dĺžka skenu [mm]	CNR [-]	SNR [-]
100*	14,9	746,2	7,7	534	1,61 ± 0,16	2,48 ± 0,14
120	23,7	1188,0	7,7	534	1,88 ± 0,02	3,22 ± 0,14
140	33,0	1641,0	9,1	526	2,25 ± 0,14	4,03 ± 0,33

Tabuľka 5.8: Hodnoty expozičných parametrov, dávkových veličín a vypočítaných CNR, SNR pre tri rôzne napätia na CT prístroji Somatom Force v FN Motol.

Po zobrazení hodnôt dávky, času a CNR, resp. SNR (Obr. 5.11, Obr. 5.12) je možné tieto protokoly jednoducho porovnať medzi sebou. S rastúcim napätím sa zvyšuje aj radiačná záťaž pacienta. Pri napätí 140 kV sú hodnoty CTDI_{VOL} vyššie ako pri 100 kV, resp. 120 kV a u CT Force táto hodnota dosahuje až 33 mGy, čo je oproti CT Flash o 20 % viac. Jednotlivé akvizície

sú u všetkých napätí kratšie u CT Force, keďže tento prístroj má vyšší výkon a zároveň väčší počet radov detektorov, teda rovnakú oblasť dokáže oskenovať rýchlejšie.

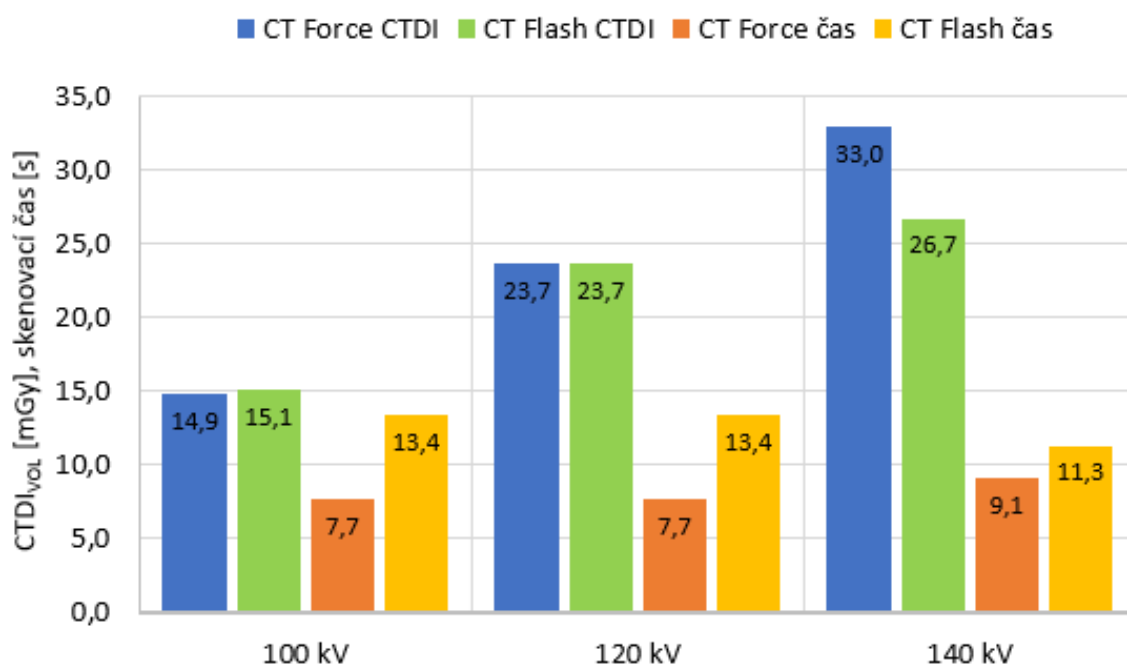
Hodnoty priemerného CT čísla u orgánov ako je pečeň, slezina a lézie sa s rastúcim napätím takmer nemenia, resp. pri 100 kV sú hodnoty mierne nižšie, no nie tak zásadne, aby to ovplyvnilo hodnoty CNR a SNR. Na tie má najväčší vplyv šum v obraze, ktorý so zvyšujúcim napätím klesá. To sa prejavuje na hodnotách SNR aj CNR, ktoré sú najvyššie pri použití 140 kV. Podobne je to aj s normalizovanými hodnotami k dávke (CNRD a SNRD), ktoré sú najvyššie pri napätí 140 kV a so znižovaním napätia klesajú. Protokol s napätím 100 kV má síce najnižšiu radiačnú záťaž, no odpovedá tomu aj horšia kvalita obrazu, čo je zrejmé zo samotných CT obrazov (Obr. 5.13) a aj z hodnôt CNR a SNR. Tie sú zrovnateľné s hodnotami u protokolu DE_extrango, no subjektívne vyzerajú CT obrazy pri 100 kV lepšie ako pri použití dual energy režimu (Obr. 5.1). V priestorovom rozlíšení sa protokoly s jednotlivými napätiami medzi sebou nelíšili.

Z tohto porovnania vychádza, že optimálnym napätím je u oboch strojov 120 kV pri použití protokola Abdomen pri zvážení kompromisu medzi radiačnou záťažou a kvalitou obrazu. V prípade CT Force prichádza do úvahy aj protokol DS_abdomen, ktorý je z hľadiska času skenu u tohto stroja prijateľný v porovnaní s CT Flash, u ktorého akvizícia s týmto protokolom a s napätím 140 kV trvá až 37 sekúnd. Protokol DS_abdomen (Tab. 5.9) so 140 kV má o tretinu nižšiu radiačnú záťaž ako protokol Abdomen 140 kV. Táto radiačná záťaž je zrovnateľná s protokolom Abdomen 120 kV. Pri porovnaní hodnôt CNR a SNR sú síce hodnoty u protokolu DS_abdomen 140 kV mierne vyššie ako u protokolu Abdomen 120 kV, no CT obrazy sa viditeľne nelíšia (Obr. 5.9 120 kV vs. 5.14 140 kV DS_abdomen). U tohto prístroja sa protokol DS_abdomen javí ako optimálny aj v prípade vyššieho napätia.

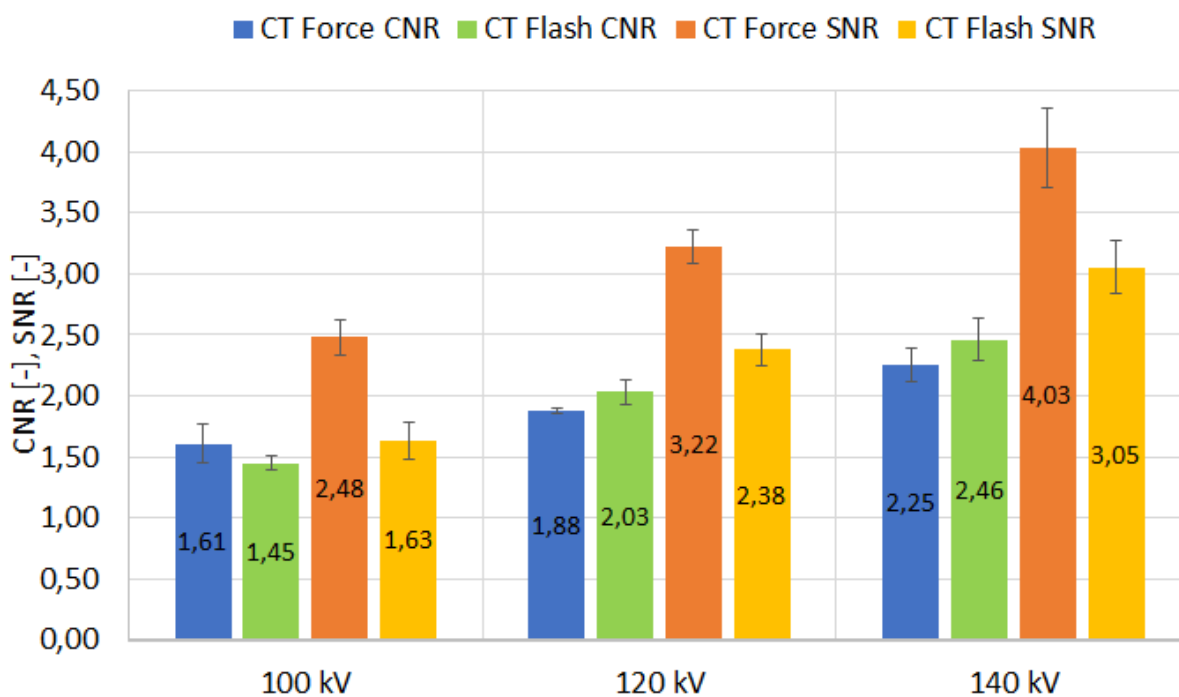
U CT Force DS_abdomen s napätím 100 kV má hodnoty CNR a SNR vyššie ako Abdomen 100 kV a v porovnaní s protokolom Abdomen 120 kV sú tieto hodnoty zrovnateľné (CNR je o približne 5 % vyššie a SNR o 10 % nižšie, Tab. 5.9). Hodnota $CTDI_{VOL}$ je o 20 % nižšia v porovnaní s Abdomen protokolom s napätím 120 kV. Na CT obrazoch je vidieť viac artefaktov pri použití 100 kV, či už ide o protokol Abdomen, alebo DS_abdomen (Obr. 5.13, 5.14). V prípade použitia napätia 100 kV, napríklad u angiografických vyšetrení, je z hľadiska kvality obrazu výhodnejší DS_abdomen protokol, ktorý obsahuje viditeľne menej šumu (Obr. 5.13 vs. 5.14 100 kV u CT Force) za cenu zvýšenia dávky o 20 % v porovnaní s protokolom Abdomen 100 kV.

	DS_abdomen	$CTDI_{VOL}$ [mGy]	čas skenu [s]	CNR [-]	SNR [-]
FN Motol	100+100 kV	19,0	8,2	$2,0 \pm 0,3$	$2,9 \pm 0,2$
FN Motol	140+140 kV	22,6	8,2	$2,2 \pm 0,1$	$3,8 \pm 0,2$
IKEM	140+140 kV	49,5	37,0	$2,8 \pm 0,2$	$3,3 \pm 0,3$

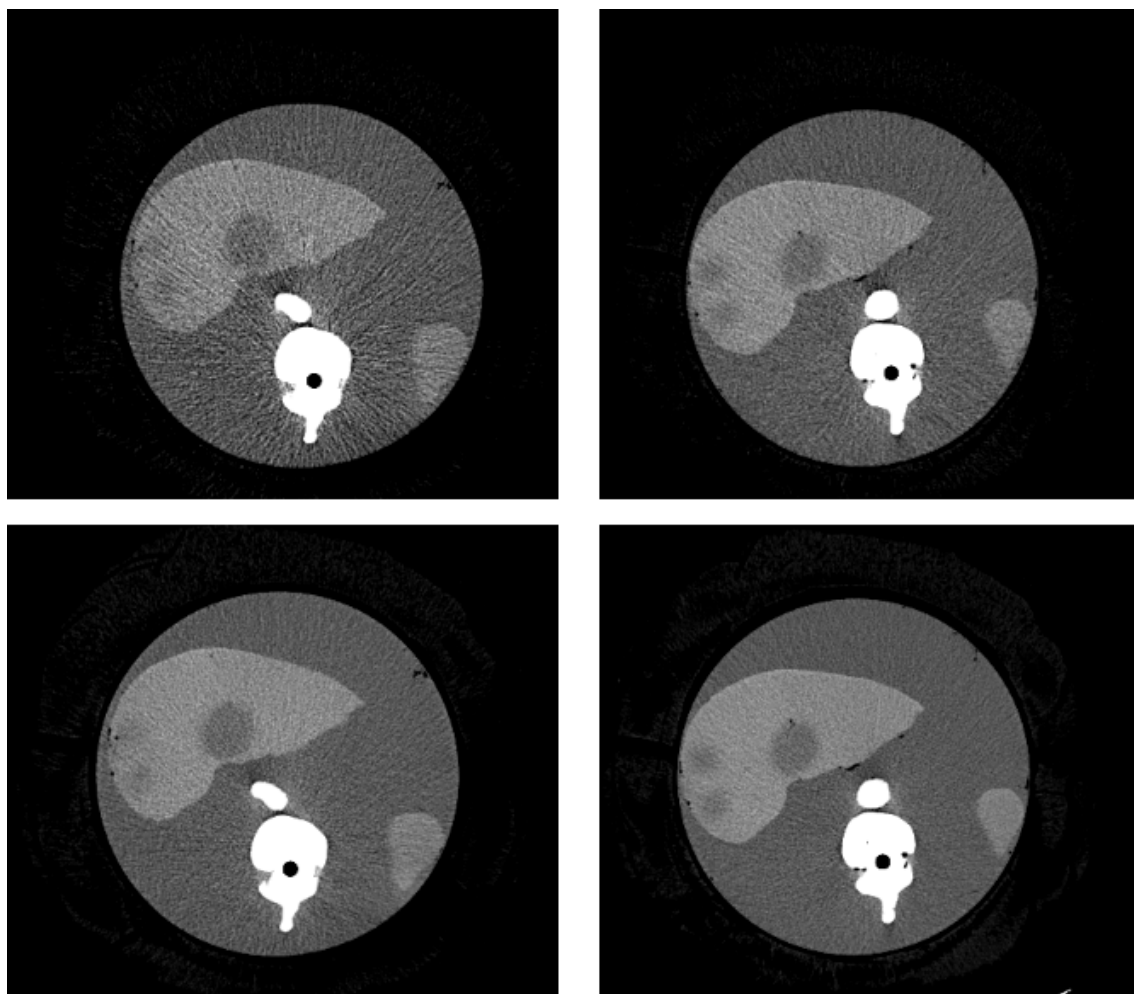
Tabuľka 5.9: Hodnoty dávky, času skenovania, CNR a SNR u protokolu DS_abdomen.



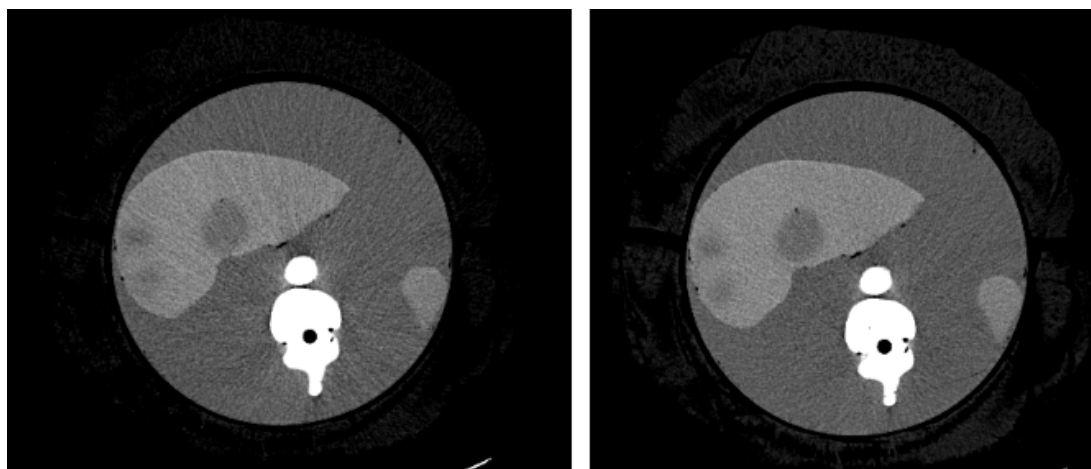
Obr. 5.11: Porovnanie troch rôznych napätí z hľadiska radiačnej zát'aže u dvoch rôznych strojov.



Obr. 5.12: Porovnanie troch rôznych napätí z hľadiska kvality obrazu u dvoch rôznych strojov.



Obr. 5.13: CT obrazy získané pri 100 kV (hore) a 140 kV (dole) použitím protokola Abdomen na CT Flash (vľavo) a CT Force (vpravo).



Obr. 5.14: CT obrazy získané pri použití protokolu DS_abdomen s napätím 100 kV (vľavo) a s napätím 140 kV (vpravo) na prístroji CT Force.

5.3.3 Porovnanie filtrovanej spätnej projekcie a iteratívnej rekonštrukcie

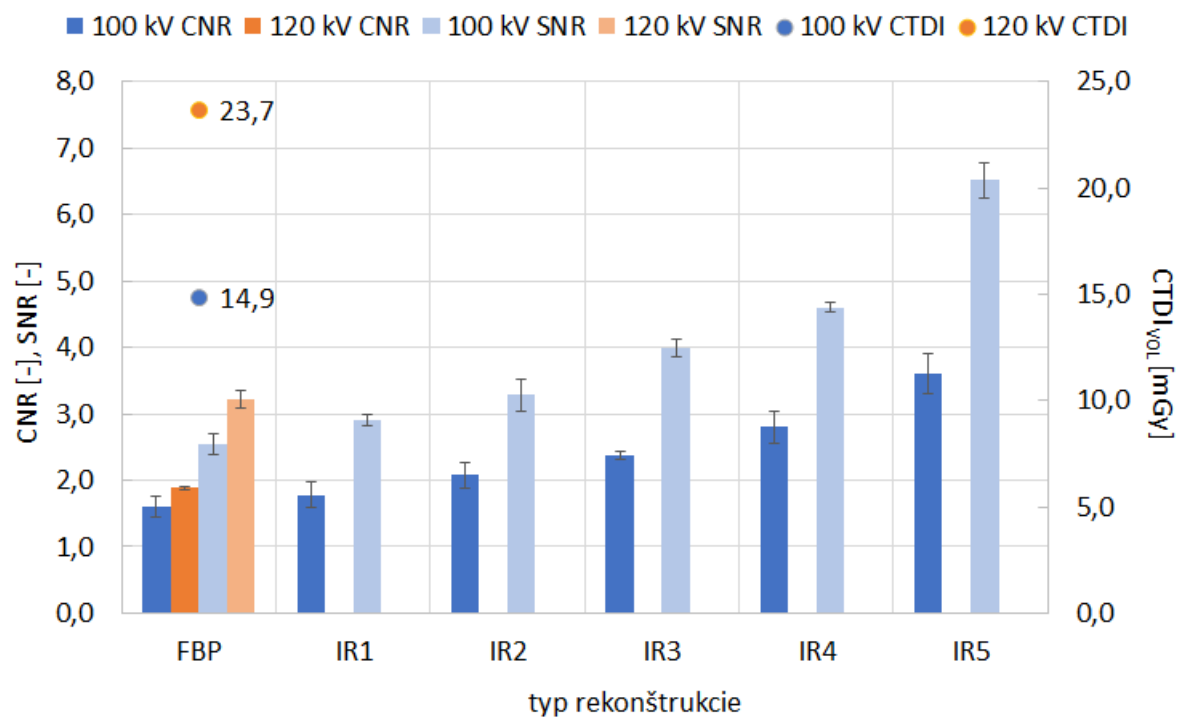
Použitím nižšieho napätia (100 kV) je možné znížiť radiačnú záťaž až do 60 % v porovnaní s použitím vyššieho napätia (120 kV) [59]. Použitie nižšieho napätia má ale výrazný vplyv na CT obraz, v ktorom je viac artefaktov a šumu. Preto sa napätie 100 kV nezvykne používať ani u normálnych pacientov na vyšetrenia brušnej dutiny, s výnimkou angiografických vyšetrení (100 kV poskytuje lepšie kontrastné rozlíšenie KL) [49, 51].

Avšak autori Quarashi a spol., ako už bolo spomenuté, vykonali optimalizáciu CT protokolov retrospektívne a zamerali sa práve na použitie nižšieho napätia spolu s iteratívnou rekonštrukciou u obéznych pacientov. U 42 pacientov, ktorí podstúpili CT vyšetrenie na troch rôznych strojoch a s použitím piatich rôznych protokolov, Quarashi a spol. analyzovali CT obrazy z hľadiska kvality (CNR, SNR, šum) a taktiež ich nechali ohodnotiť troma rádiológmi. Z piatich hodnotených protokolov vybrali dva, ktoré boli z hľadiska radiačnej záťaže výhodnejšie ako rutinne používaný protokol (napätie 120 kV, ref. mAs 300 mAs) a z hľadiska subjektívnej aj objektívnej kvality obrazu boli porovnateľné s rutinným protokolom. Jedným z týchto optimálnych protokolov bol CT protokol s parametrami: napätie 100 kV, ref. mAs 218 mAs, s použitím Care kV a rekonštruovaný iteratívnou rekonštrukciou softvérom SAFIRE so silou 3 [59].

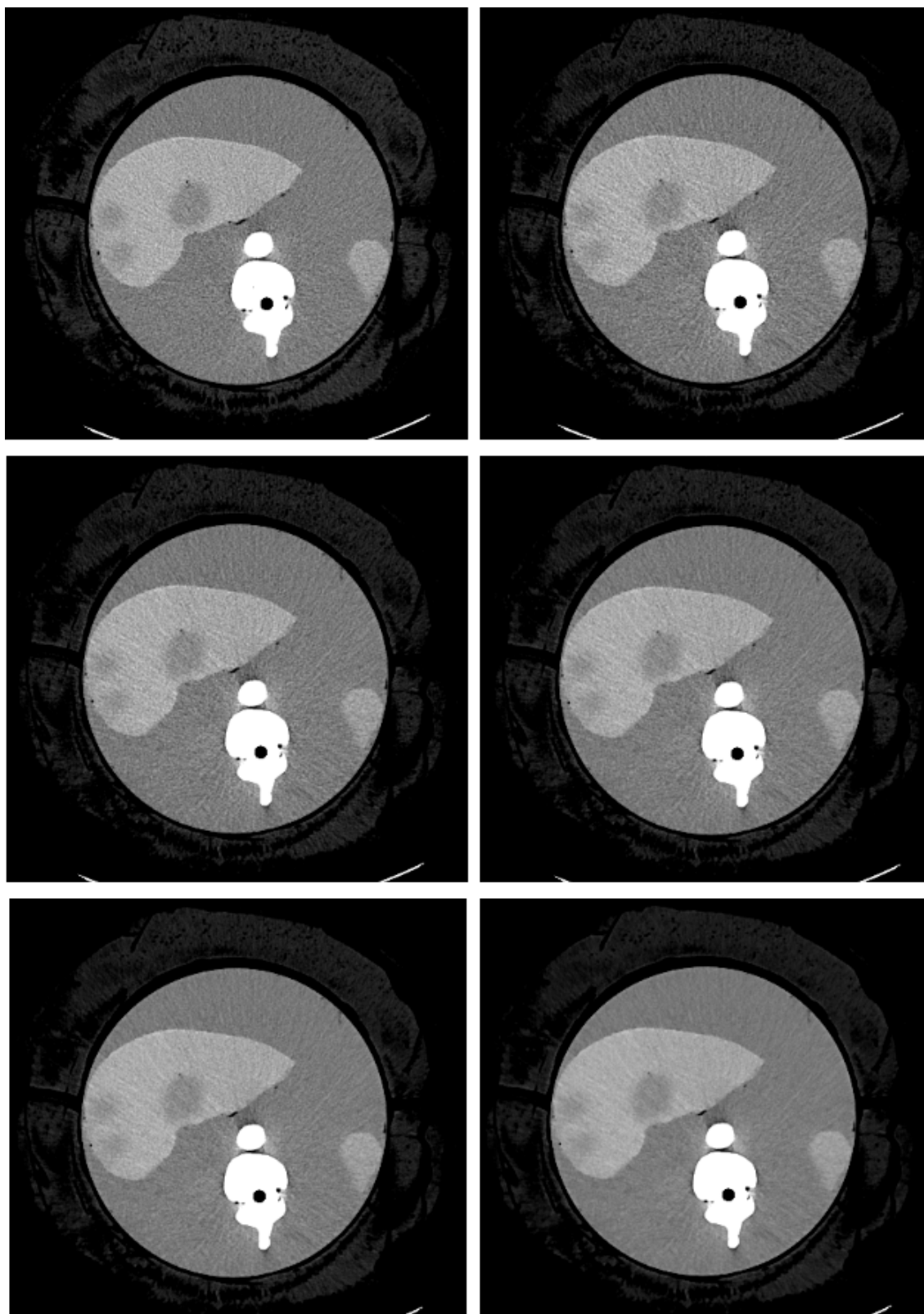
Z nameraných protokolov z CT Force sme nechali protokol Abdomen 100 kV zrekonštruovať aj iteratívnou rekonštrukciou softvérom ADMIRE so silami 1 - 5. U každej rekonštrukcie boli stanovené hodnoty CNR a SNR, ktoré boli porovnané s hodnotou CNR a SNR u protokole Abdomen s napätím 120 kV (Tab. 5.10). So zvyšovaním sily IR sa znižuje šum v obraze, čím sa zvyšujú hodnoty CNR a SNR (Obr. 5.15). Použitím FBP na dané protokoly sú hodnoty CNR aj SNR pri napätí 100 kV nižšie ako pri napätí 120 kV, keďže CT obrazy s nižším napätím obsahujú viac šumu. Zrekonštruované CT obrazy pri 100 kV IR so silou aspoň 2 majú hodnoty CNR a SNR porovnateľné s napätím 120 kV (s FBP) a pri vyšších silách môžu byť až o 20 - 50 % vyššie (Obr.5.15). Dávka pacientovi použitím 100 kV a IR v porovnaní so 120 kV je nižšia o 40 %. Priestorové rozlíšenie sa na základe zobrazenia stentu u jednotlivých IR nelíši. CT obrazy s IR s vyššou silou môžu na niektorých rádiológov pôsobiť umelo (Obr. 5.16) a tým im môžu zhoršiť popisovanie daného vyšetrenia [61, 62]. S ohľadom na túto skutočnosť je potrebné zvážiť voľbu použitia IR namiesto FBP.

protokol	CTDI _{VOL} [mGy]	čas skenovania [s]	typ rekonštrukcie	CNR [-]	SNR [-]
Abdomen 100 kV	14,9	7,7	FBP	1,61 ± 0,16	2,54 ± 0,16
			IR1	1,78 ± 0,19	2,91 ± 0,08
			IR2	2,09 ± 0,20	3,28 ± 0,24
			IR3	2,37 ± 0,07	3,99 ± 0,14
			IR4	2,80 ± 0,25	4,60 ± 0,08
			IR5	3,61 ± 0,30	6,52 ± 0,27
Abdomen 120 kV	23,7	7,7	FBP	1,88 ± 0,02	3,22 ± 0,14

Tabuľka 5.10: Hodnoty CNR a SNR pri použití rôznych rekonštrukcií v porovnaní s FBP pri napätí 100 kV u štandardného protokolu Abdomen s napätím 120 kV.



Obr. 5.15: Zmena CNR a SNR pri použití rôznych síl iteratívnej rekonštrukcie u 100 kV v porovnaní s FBP u 120 kV.

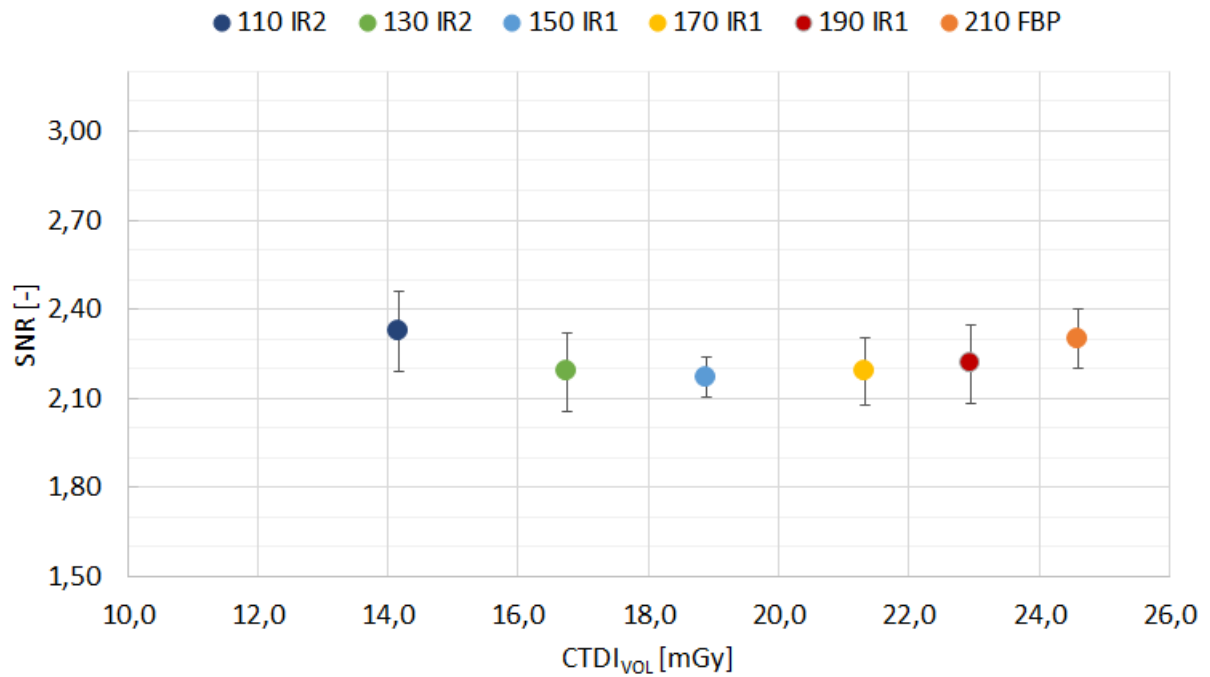


Obr. 5.16: Porovnanie CT obrazu pri 120 kV s FBP (vľavo hore) s CT obrazmi pri 100 kV s IR so silou 1 - 5 (vpravo hore 1, vľavo v strede 2 atď').

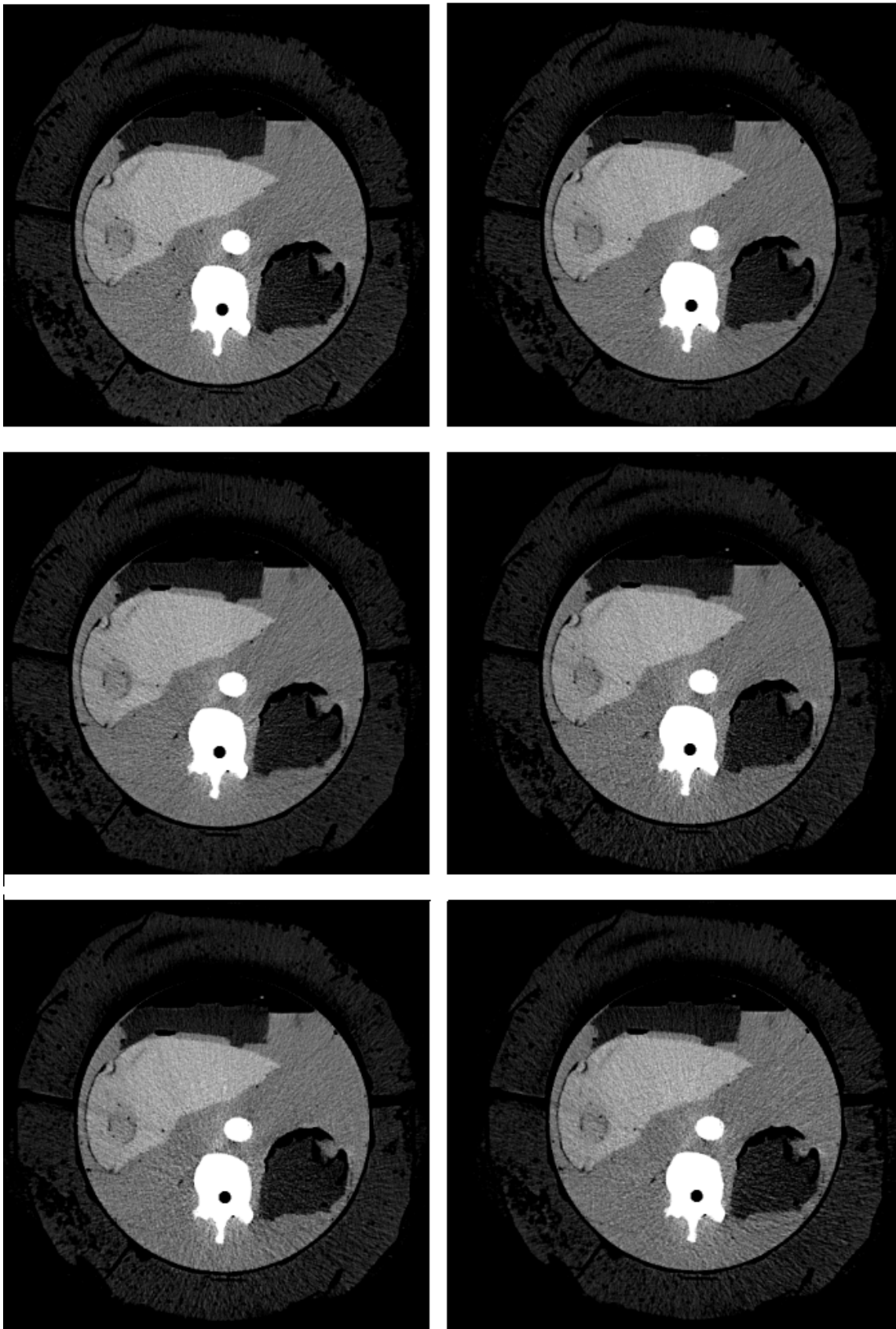
Druhou možnosťou, ako využiť IR na zníženie radiačnej záťaže pacienta, je použiť protokol s nižšou požadovanou kvalitou obrazu (ref. mAs) pri zachovaní rovnakého napätia (Tab. 5.11). Takto je možné znížiť radiačnú záťaž aj o 40 %. V grafe (Obr. 5.17) je zobrazená závislosť SNR na $CTDI_{VOL}$, ktoré sa zvyšuje kvôli zvyšovaniu ref. mAs (110 mAs až 210 mAs). Aby sa zachovalo SNR zrovnateľné so štandardným protokolom (120 kV, 210 mAs), teda aby bolo množstvo šumu v CT obrazoch zrovnateľné, museli sa akvizície s nižšími ref. mAs rekonštruovať IR. Rozdiel hodnôt je do 5 % a na CT obrazoch je tento rozdiel nerozoznateľný (Obr. 5.18). Pri použití 130 mAs a 110 mAs sa musela zároveň zvýšiť aj sila iterácie, inak výsledné SNR bolo o približne 15 - 25 % nižšie ako u 210 mAs s FBP. Kontrast lézií v jednotlivých CT obrazoch sa tiež zachováva (rozdiel CNR u znížených ref. mAs je do 10 % oproti 210 mAs, Tab. 5.11). Akvizície boli vykonané v rámci prvého experimentálneho skenovania v IKEM, kedy fantóm neobsahoval stent, preto priestorové rozlíšenie nebolo hodnotené, a preto sa aj CT obrazy (Obr. 5.18) líšia od CT obrazov spomínaných v predchádzajúcich podkapitolách (obsahujú navyše olejové bubliny, simulujúce viscerálny tuk, vedľa chrbtice a nad pečeňou).

ref. mAs [mAs]	typ rekonštrukcie	$CTDI_{VOL}$ [mGy]	čas skenovania [s]	CNR [-]	SNR [-]
210	FBP	24,6	7,5	$2,5 \pm 0,2$	$2,30 \pm 0,10$
190	IR1	22,9	7,0	$2,8 \pm 0,2$	$2,22 \pm 0,13$
170	IR1	21,3	7,0	$2,4 \pm 0,6$	$2,19 \pm 0,11$
150	IR1	18,9	6,0	$2,6 \pm 0,5$	$2,17 \pm 0,07$
130	IR2	16,8	6,0	$2,7 \pm 0,5$	$2,19 \pm 0,13$
110	IR2	14,2	6,0	$2,5 \pm 0,4$	$2,32 \pm 0,14$

Tabuľka 5.11: Hodnoty dávky, času skenovania, CNR a SNR pre použité rekonštrukcie u jednotlivých protokolov so zmenou ref. mAs. Napätie bolo vo všetkých prípadoch 120 kV.



Obr. 5.17: SNR v závislosti na radiačnej záťaži u protokolov so znižujúcou sa požadovanou kvalitou obrazu a s použitím iteratívnej rekonštrukcie. Hodnota FBP je braná ako referenčná, s ktorou sa porovnávajú zvyšné hodnoty.



Obr. 5.18: Porovnanie CT obrazu s ref. kvalitou 210 mAs a FBP (vľavo hore) s CT obrazmi so znižujúcou sa ref. kvalitou od 190 mAs po 110 mAs s IR so silou 1, resp. IR so silou 2 (vpravo hore 190 mAs, vľavo v strede 170 mAs atď., 130 mAs a 110 mAs sú s IR si silou 2, ostatné sú so silou 1 rekonštruované).

5.4 Subjektívne hodnotenie CT obrazov rádiológom

Po kvantitatívnom vyhodnotení jednotlivých nastavení CT protokolov, bolo vybraných 10 akvizícií (Tab. 5.12), ktoré sa skonzultovali s dvoma rádiológmi. Tieto akvizície bez akýchkoľvek poznámok, o akú akvizíciu ide, sa nechali zhodnotiť rádiológmi, ktorí sa zamerali hlavne na hodnotenie viditeľnosti nízkokontrastných lézií v pečeni, viditeľnosti stentu a udeľovali známku (1 - 5, 1 - najlepší, 5 - najhorší) za celkový dojem z daného CT obrazu s voľiteľnou poznámkou k danej akvizícii. Známky boli následne premenené na body (2 - 10, min. 2 pre známku 5, max. 10 pre známku 1) a spriemerované. Výsledné bodové hodnotenie je zobrazené v tabuľke nižšie (Tab. 5.12).

protokol	napätie [kV]	rekonštrukcia	známka rádiológa 1	známka rádiológa 2	body
Abdomen*	120	FBP	3	1	8
Abdomen	120	FBP	2	2	8
DS_abdomen	120 + 120	FBP	2	1-2	8,5
DS_abdomen	140 + 140	FBP	2	1-2	8,5
Abdomen*	140	FBP	2	2	8
Abdomen	100	FBP	4	3	5
Abdomen	100	IR sila 1	3-4	4	4,5
Abdomen	100	IR sila 3	4	2	6
Abdomen	100	IR sila 5	1-2	5	5,5
DE_extrangio*	80 + 140	FBP	5	4	3

Tabuľka 5.12: Celkové hodnotenia dvoch rádiológov pre jednotlivé nastavenia CT protokolov a výsledné priemerné bodové hodnotenie. Hviezdička označuje akvizície z pracoviska IKEM na CT Flash, zvyšné akvizície sú spravené vo FN Motol na CT Force.

Všetky akvizície boli zobrazené v mäkkotkanivovom okne, ktoré mohli rádiológovia v prípade potreby meniť. Toto nastavenie bolo používané na hodnotenie viditeľnosti lézií a na porovnanie šumu v CT obrazoch, pretože bolo najvhodnejšie. Pri hodnotení stentu sa nastavenie okna menilo. Obaja rádiológovia si najprv prezreli všetky akvizície a porovnávali ich medzi sebou, aby známky udelili spravodlivo. U 4 akvizícií boli CT obrazy veľmi podobné s minimálnymi rozdielmi v kvalite obrazu. Ide o protokoly Abdomen a DS_abdomen s napätím 120 kV a 140 kV. Najlepšie hodnotené boli CT obrazy protokolu DS_abdomen, či už pri 120 kV, alebo 140 kV. V 5 prípadoch sa hodnotenie rádiológov nezhodovalo a rovnakým akvizíciám boli udeľované rôzne známky (minimálne o 1 stupeň). Najväčší rozdiel je u CT protokolu s použitím IR sily 5, kde jeden rádiológ bol s týmito CT obrazmi spokojný a vedel by si predstaviť popisovanie lézií na tomto type CT obrazu. Naopak, druhý rádiológ bol absolútne nespokojný s touto akvizíciou, prekážalo mu veľké vyhladenie CT obrazov a umelý vzhľad tejto sekvencie. Obaja rádiológovia podotkli, že je toto hodnotenie veľmi subjektívne a sú si vedomí, že iný lekár môže CT obrazy hodnotiť opačne. Táto subjektivita pohľadu na CT obrazy bola spomínaná aj v predchádzajúcej podkapitole v spojení s vhodnosťou použitia IR. U všetkých protokolov s napätím 100 kV, či už s FBP alebo IR, bola viditeľnosť stentu menej v poriadku ako u zvyšných protokolov. V prípade stentu bola aj akvizícia s IR so silou 5 otázna. Rádiológ uviedol,

že v niektorých rezoch sa stent javil ako zavretý a mohol by byť zamenený s kalkifikáciou, ak by to boli patientské CT obrazy. Lézie boli viditeľné vo všetkých akvizíciach, u DE_extrango, však bola viditeľnosť horšia a malé lézie neboli jednoznačne rozpoznateľné. Naopak, niektoré časti pečene, v ktorých lézia nebola, sa javili, akoby ju obsahovali. Tento protokol disponoval vysokým šumom a dopadol v hodnotení najhoršie zo všetkých, čo súhlasí aj s kvantitatívnym hodnotením.

Na základe subjektívneho hodnotenia kvality obrazu sa dá povedať, že protokoly Abdomen a DS_abdomen nemajú medzi sebou viditeľné rozdiely, ktoré by jednoznačne uprednostnili jeden protokol pred druhým. U týchto protokolov môže rozhodnúť nižšia radiačná záťaž, resp. čas skenovania. Ako už bolo opísané v predchádzajúcej podkapitole, u CT Flash je najvhodnejším protokolom Abdomen, pretože DS_abdomen má neprijateľný čas skenovania. U CT Force je naopak DS_abdomen výhodnejší z hľadiska radiačnej záťaže aj času skenovania nezávisle na voľbe napätia.

Diskusia

Antropomorfný fantóm bol zložený zo základnej časti obsahujúcej orgány ako aorta, pečeň, slezina, obličky, chrbtica a pánva, ktoré boli umiestnené v plastovom sude, a z rozširujúcej obruče, ktorá bola použitá na simuláciu tukového tkaniva, aby fantóm lepšie reprezentoval obéznych pacientov. Jednotlivé orgány fantómu boli vyrobené z tkanivovo ekvivalentných materiálov, ktoré svojim zoslabením odpovedali reálnym orgánom pacienta (Obr. 5.19). Analýzou rôznych materiálov boli vybrané materiály na jednotlivé orgány, ktoré najviac odpovedali CT číslam daných orgánov.

Panva a chrbtica boli vytvorené z modelárskej sadry hustoty približne $1,5 \text{ g/cm}^3$, čo viedlo k rozsahu CT čísel $+616 - +844 \text{ HU}$, ktorý je v rozsahu CT čísel kosti ($+300 - +3000 \text{ HU}$ [35]). Sadra má v porovnaní s kompaktnou kosťou o 10 % vyššie efektívne protónové číslo ($15,4$ vs. $14,0$ [33, 63]), no nižšiu hustotu ($1,5 \text{ g/cm}^3$ vs. $1,9 \text{ g/cm}^3$ [33]). Kosť navyše obsahuje aj špongiózne tkanivo, ktoré je redšie a má nižšie efektívne protónové číslo ($1,18 \text{ g/cm}^3$, $Z_{\text{eff}} = 10,7$ [33]), čo má vplyv na výsledné CT číslo kosti u pacientov, ktoré bolo v chrbtici stanovené na $+544 \pm 47 \text{ HU}$, teda na simuláciu kosti je sadrová chrbtica a panva s priemerným číslom $+751 \pm 35 \text{ HU}$ postačujúca. Priemerné CT číslo sa takmer nelíši od CT čísla Hazelaarom vyrobeného hrudného koša ($+731 \text{ HU}$ [26]), ktorý použil k tvorbe sadrový prášok a injekt tlačiareň.

Pečeň, slezina aj obličky boli vytvorené zo želatíny s rôznym pomerom želatíny k vode, pre dosiahnutie rozličných hustôt a CT čísel. Hustota mäkkých tkanív ako pečeň a slezina je $1,06 \text{ g/cm}^3$ a obličky $1,05 \text{ g/cm}^3$ [33]. Z testovaných vzoriek želatíny bola stanovená hustota vzorky s pomerom 30 g želatíny k 100 ml vody na $1,05 \text{ g/cm}^3$. U ostatných vzoriek bolo meranie objemu pomocou odmerného valca príliš nepresné, preto hodnoty neboli stanovené. Pomer s hustotou $1,05 \text{ g/cm}^3$ bol najhustejší a použitý na výrobu pečene, ktorej CT číslo $+62 \pm 21 \text{ HU}$ bolo v rozsahu CT čísel pečene reálneho pacienta $+50 - +70 \text{ HU}$ [35]. Slezina a obličky boli vyrobené z redších vzoriek želatíny s priemernými CT číslami $+43 \pm 20 \text{ HU}$ a $+26 \pm 22 \text{ HU}$, ktoré opäť približne odpovedali ľudským tkanivám (slezina $+12 - +50 \text{ HU}$, obličky $+20 - +40 \text{ HU}$ [35, 37]). Autori, ktorí vyrábali model pečene z fotopolymérnych materiálov, dosiahli CT číslo $+97 \text{ HU}$, čo je o vyše 50 % viac v porovnaní s našim fantómom, resp. s uvádzanými CT číslami pečene [28].

Aorta bola naplnená vodou s KL a jej CT číslo malo byť v rozmedzí $+200 - +300 \text{ HU}$, avšak odhad množstva KL na tak malý objem vody bol nesprávny a vyšší ako u pacientov, preto výsledné CT číslo aorty bolo až $+679 \pm 30 \text{ HU}$.

Rozširujúca obruč bola vyrobená z vosku hustoty $0,9 \text{ g/cm}^3$ s rozsahom CT čísel $-146 - -73 \text{ HU}$, čo bolo dostatočné na simuláciu tukového tkaniva, ktoré má o 5% vyššiu hus-

totu ako vosk, teda $0,95 \text{ g/cm}^3$ [33]. CT čísla tuku sa pohybujú v rozmedzí -100 - -80 HU, resp. niektoré zdroje uvádzajú aj rozsah -190 - -30 HU [35, 36].

Vyrobený antropomorfný fantóm bol použitý na optimalizáciu vyšetrovacích CT protokolov pre obéznych pacientov primárne na prístroji Somatom Definition Flash v IKEM. Dodatočne sa rozhodlo aj o experimentálnom skenovaní fantómu na prístroji Somatom Force vo FN Motol, ktorý je novší a výkonnejší model v porovnaní s CT Flash. Na oboch prístrojoch prebiehalo skenovanie fantómu s tromi protokolami a rôznymi nastaveniami s cieľom nájsť najvhodnejší protokol pre obéznych pacientov. Protokoly boli porovnávané medzi sebou z hľadiska kvality obrazu, dávky pacientovi a času skenovania.

Odporúčaným napätím na skenovanie brušnej dutiny u dospelých pacientov je napätie 120 kV [49]. Oba prístroje disponujú dvoma röntgenkami a teda okrem štandardného protokolu Abdomen používajúceho jednu röntgenku je možné zvoliť aj protokol DS_abdomen, ktorý využíva obe röntgenky pri rovnakom napätí. Zároveň vďaka dvom röntgenkam je možné použitie aj dual energy módu voľbou protokolu DE_extrangio. Z týchto protokolov bol najmenej zaťažujúcim protokol DE_extrangio, ktorý mal u oboch strojov CTDI_{VOL} približne 10 mGy a skenovací čas bol kratší ako 10 s. Vďaka tak nízkej dávke boli aj hodnoty SNRD a CNRD, teda SNR a CNR normalizované k dávke, najvyššie pre DE_extrangio. Z týchto hodnôt sa protokol DE_extrangio javí ako výhodný z pohľadu dávky, avšak kvalita obrazu je viditeľne nedostatočná s vyšším šumom a výraznými streak artefaktmi v porovnaní so zvyšnými protokolmi, na čo upozornili aj obaja rádiológovia, u ktorých tento protokol obdržal najhoršie hodnotenie.

Protokol DS_abdomen s napätím 120 kV disponoval najvyššími hodnotami CNR aj SNR, teda najlepšou viditeľnosťou nízkokontrastných lézií a nízkym šumom u CT Flash v porovnaní s Abdomen 120 kV a DE_extrangio. U CT Force bol tento protokol z hľadiska kvality obrazu rovnako dobrý ako Abdomen 120 kV. V prípade CT Flash je tento protokol neprijateľný, pretože skenovací čas je 26 s pri napätí 120 kV a až 37 s pri napätí 140 kV. Takže hoci je kvalita obrazu vynikajúca skenovací čas a zároveň vysoká dávka (36 mGy pri 120 kV a 50 mGy pri 140 kV) sú problémami, ktoré robia protokol DS_abdomen veľmi nevýhodným až nepoužiteľným na obéznych pacientov u CT Flash.

Naopak u CT Force má protokol DS_abdomen zrovnateľnú kvalitu obrazu s protokolom Abdomen, či už pri 120 kV alebo 140 kV a z hľadiska skenovacieho času je výhodnejším protokolom. Pri 120 kV s DS_abdomen môže byť doba skenovania len 4 s, čo so sebou nesie aj nižšiu radiačnú záťaž v porovnaní s Abdomen 120 kV. Pri napätí 140 kV je dávka u DS_abdomen protokolu o 30 % nižšia ako u Abdomen so 140 kV a zrovnateľná s Abdomen so 120 kV. U obéznych pacientov, pri ktorých sa žiada zvýšenie napätia na 140 kV na prístroji CT Force, je lepšou voľbou protokol DS_abdomen, keďže poskytuje podstatne nižšiu radiačnú záťaž pri zrovnateľnej kvalite obrazu a čase skenovania. Zároveň bol tento protokol pri napätí 120 kV aj 140 kV najlepším aj z pohľadu rádiológov. Ďalšie protokoly, ktoré mali vysoké hodnotenie rádiológov boli protokoly Abdomen, ktoré dopadli rovnako pri 120 kV a 140 kV. U CT Flash je protokol Abdomen najvhodnejším protokolom. Sumarizácia protokolov pre daný stroj je uvedená v tabuľkách nižšie (Tab. 5.13, 5.14), kde sú protokoly zoradené od najviac odporúčaných po najmenej odporúčané na základe všetkých aspektov (kvalita obrazu vs. radiačná záťaž vs. subjektívne hodnotenie).

U protokolov s napätím 100 kV bola horšia kvalita obrazu kvôli vyššiemu šumu v obraze, čo sa prejavilo aj na hodnotení. Protokoly s napätím 100 kV môžu byť u niektorých vyšetrení

vhodné, napr. u angiografických vyšetrení, u ktorých je podstatný kontrast ciev za cenu vyššieho šumu [51]. V prípade týchto vyšetrení je u CT Force možnosť výberu protokolu DS_abdomen 100 kV, ktorý poskytuje lepšiu kvalitu obrazu ako Abdomen 100 kV, avšak s približne o 30 % vyššou dávkou. U tohto prístroja je teda možnosť výberu protokolu na základe podstatnejšieho aspektu pre daného pacienta, lepšia kvalita obrazu alebo nižšia radiačná zát' až. U CT Flash protokol DS_abdomen 100 kV nebol meraný, no je možné predpokladať, že podobne ako ostatné DS_abdomen protokoly by mal aj tento neprijateľne dlhý čas skenovania, preto u CT Flash je Abdomen 100 kV jedinou možnosťou v prípade potreby protokolu s nižším napätím.

V posledných rokoch sa uvažuje o výhodách použitia iteratívnej rekonštrukcie namiesto filtrovanej spätnej projekcie. Z kvantitatívneho hodnotenia vyplýva, že protokol Abdomen s napätím 100 kV rekonštruovaný IR so silou aspoň 2 dosahuje hodnoty SNR a CNR zrovnateľné s protokolom Abdomen 120 kV, zatiaľ čo dávka je o 40 % nižšia. Tento protokol s použitím IR so silou 3 bol z 5 protokolov vybraný za optimálny aj autormi Quarashi et al., pretože radiačná zát' až bola nižšia o 60 % v porovnaní s ich rutinne používaným protokolom (120 kV, ref. kvalita 300 mAs) a kvalita obrazu hodnotená objektívne aj subjektívne bola porovnateľná s rutinným protokolom [59]. Dávku pri napätí 120 kV je možné znížiť znížením ref. mAs a použitím IR, ktorá zlepšuje kvalitu obrazu v porovnaní s FBP so zníženými mAs. Znížením mAs z 210 na 110 sa zníži dávka o 40 % a pri použití IR sily 2 u 110 mAs bude kvalita obrazu zrovnateľná s 210 mAs a FBP. Problémom IR je umelý vzhľad CT obrazov [61], ktorý nemusí byť príjemný pre každého rádiológa, čo sa ukázalo aj na subjektívnom hodnotení CT obrazov fantómu, kde jeden rádiológ bol s protokolom Abdomen 100 kV s IR sily 5 spokojný, no naopak druhý tento protokol hodnotil najhoršie.

por.č.	protokol	napätie [kV]	CTDI _{VOL} [mGy]	čas skenu [s]	CNR/SNR [-]/[-]	poznámka
1.	Abdomen	120	23,7	13,4	2,0/2,4	najlepšie hodnotené
1.	Abdomen	140	26,7	11,3	2,5/3,1	rovnako hodnotené ako Abdomen 120 kV
2.	Abdomen	100	15,1	13,4	1,5/1,6	viditeľne lepšia kvalita obrazu ako DE_extrangio
3.	DE_extrangio	80/Sn140	10,6	9,6	1,6/1,9	najhoršia kvalita obrazu
4.	DS_abdomen	120/120	35,5	26,3	2,3/2,6	príliš dlhý čas a vysoká dávka
4.	DS_abdomen	140/140	49,5	37,0	2,8/3,3	príliš dlhý čas a vysoká dávka

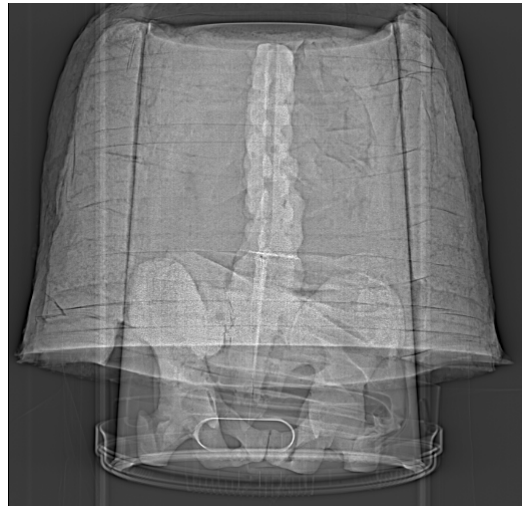
Tabuľka 5.13: Zoradené protokoly pre CT Flash od najviac odporúčaných po najmenej odporúčané.

por. č.	protokol	napätie [kV]	CTDI _{VOL} [mGy]	čas [s]	CNR/SNR [-]/[-]	poznámka
1.	DS_abdomen	120/120	16,0	4,1	1,9/3,2	najlepšie hodnotené
1.	DS_abdomen	140/140	22,6	8,2	2,2/3,8	najlepšie hodnotené
2.	Abdomen	120	23,7	7,7	1,9/3,2	rovnako hodnotené ako Abdomen 120 kV u CT Flash
3.	DS_abdomen	100/100	19,0	8,2	2,0/2,9	lepšia kvalita obrazu ako Abdomen 100 kV
3.	Abdomen	100	14,9	7,7	1,6/2,5	nižšia dávka v porovnaní s DS_abdomen 100 kV
4.	DE_extrangio	80/Sn150	8,4	5,1	1,6/2,5	najhoršia kvalita obrazu
5.	Abdomen	140	33,0	9,1	2,3/4,0	vysoká dávka v porovnaní so zvyškom

Tabuľka 5.14: Zoradené protokoly pre CT Force od najviac odporúčaných po najmenej odporúčané.



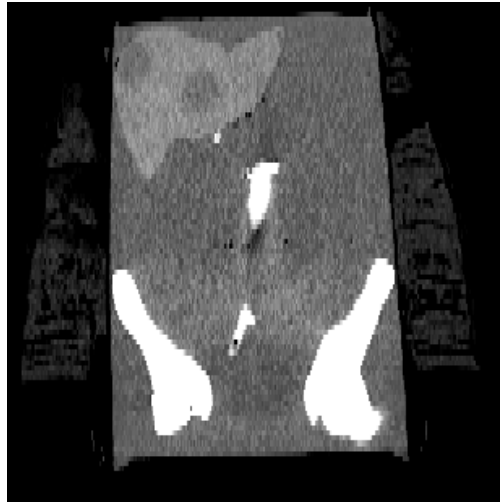
(a)



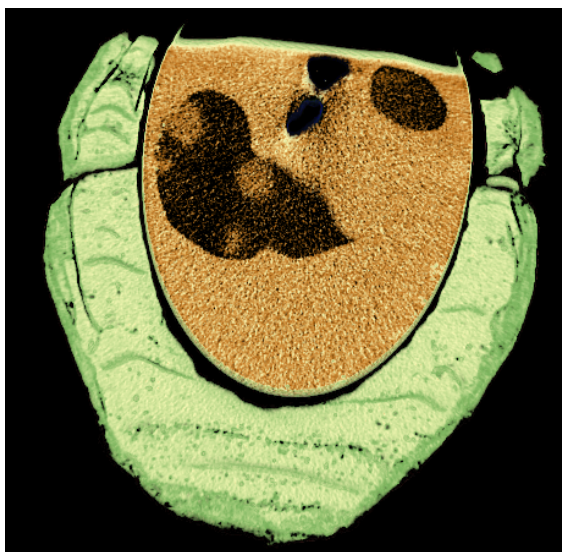
(b)



(c)



(d)



(e)



(f)

Obr. 5.19: Orgány umiestnené do sudu, teda základná časť fatómu (a), topogram celého fantómu aj s voskovou obručou (b), axiálny rez (c), koronárny rez (d), VRT rekonštrukcia zobrazujúca pečeň s léziami (e), VRT rekonštrukcia kostí, aorty so stentgraftom a stentu (f).

Záver

Cieľom práce bolo zostrojenie antropomorfného fantómu brušnej dutiny na základe CT dát reálnych pacientov pomocou 3D tlače a následné použitie tohto fantómu na optimalizáciu CT vyšetrovacích protokolov pre obéznych pacientov.

Otestovaním materiálov boli na jednotlivé orgány vybrané materiály, ktoré sa svojimi schopnosťami zoslabiť rtg. žiarenie, teda svojimi CT číslami blížili CT číslam ľudských tkanív a orgánov. Antropomorfný fantóm obsahoval chrbticu a panvu, ktoré boli vyrobené zo sadry; pečeň, slezinu a obličky, ktoré boli zo želatíny rôznej hustoty; dutú silikonovú aortu, ktorá bola naplnená zmesou vody a KL; lézie v pečeni vytvorené zo žele. Všetky orgány boli vyrobené pomocou silikónových foriem vytvorených na základe plastových modelov z 3D tlačiarne, ktoré vznikli zo segmentácie CT dát reálnych pacientov. Tieto orgány boli umiestnené do plastového sudu a priestor medzi orgánmi bol vyplnený vodou. Okolo sudu sa vyrobila rozširujúca obruč z vosku, ktorá simulovala tukovú vrstvu a robila fantóm rozmerovo vhodnejším na simuláciu obézneho pacienta.

Zostrojený fantóm bol skenovaný na dvoch prístrojoch od výrobcu Siemens (Somatom Definition Flash, Somatom Force) pri použití troch rôznych CT protokolov (Abdomen, DS_abdomen, DE_extrangio), prípadne s rôznym nastavením napätia, alebo referenčnej kvality obrazu, čím vzniklo 12 rozličných akvizícií. U niektorých akvizícií bola namiesto rekonštrukcie filtrovanou spätnou projekciou, zvolená iteratívna rekonštrukcia. Všetky akvizície boli hodnotené a porovnávané medzi sebou z hľadiska kvality obrazu, dávky pacientovi a času skenovania. Kvalita obrazu bola hodnotená objektívne aj subjektívne. Objektívne hodnotenie spočívalo v stanovení hodnoty CNR pre viditeľnosť nízkokontrastných lézií v pečeni, hodnoty SNR pre kvantitatívne zhodnotenie množstva šumu v obraze a prípadne zobrazením profilu intenzit oblasti obsahujúcej stent pre zhodnotenie priestorového rozlíšenia. Pri subjektívnom hodnotení boli vybrané CT obrázky posúdené a oznámkované dvoma rádiológmi.

Zo všetkých nastavení jednotlivých protokolov boli najlepšie hodnotenými protokoly Abdomen a DS_abdomen, ktoré pri napätí 120 kV aj 140 kV boli kvalitou obrazu u oboch strojov zrovnateľné. U CT Flash bol protokol Abdomen najvýhodnejší pri všetkých napätiach, pretože protokol DS_abdomen disponoval neprijateľne dlhým časom skenovania a plynula z neho aj vyššia dávka v porovnaní s ostatnými protokolmi. Protokol DS_abdomen je výhodným u CT Force, keďže v porovnaní s Abdomen protokolom bola dávka pri 120 kV aj 140 kV nižšia a čas skenovania bol rovnaký alebo kratší. Pri výbere napätia 100 kV je u CT Force možnosť voľby protokolu DS_abdomen, ktorý disponuje lepšou kvalitou obrazu, alebo protokolu Abdomen, ktorý má horšiu kvalitu obrazu, ale naopak nižšiu radiačnú zát'áž. U oboch prístrojov protokol DE_extrangio bol z hľadiska kvality obrazu nedostatočným, čo sa ukázalo na objektívnom aj subjektívnom hodnotení.

Posúdením CT obrazov, ktoré boli dodatočne zrekonštruované iteratívnou rekonštrukciou, sa potvrdila hypotéza zachovania kvantitatívnej kvality obrazu, pri nižšej radiačnej záťaži spôsobenej voľbou nižšieho napätia, alebo nižšej referenčnej kvality obrazu v porovnaní so štandardným protokolom rekonštruovaným filtrovanou spätnou projekciou pri napätí 120 kV. Subjektívnym posúdením týchto CT obrazov došlo k rozporu medzi dvoma rádiológmi, v ktorom jednému pripadali CT obrazy dobre hodnotiteľné a druhému nevyhovovali kvôli svojmu umelému vzhľadu.

Odporúčaným protokolom u CT Flash je protokol Abdomen s voľbou napätia 120 kV, resp. pri morbidne obéznych pacientoch 140 kV. U CT Force je odporúčaným protokol DS_abdomen pri napätí 120 kV, ktorý je výhodný hlavne vďaka krátkemu času skenovania. Druhou možnosťou pri napätí 120 kV je protokol Abdomen. Pri napätí 140 kV je u CT Force protokol Abdomen nevýhodný kvôli vyššej dávke pacientovi, preto je viac odporúčaným protokol DS_abdomen.

Literatúra

- [1] Medical Technologies. *OECD iLibrary* [online]. [cit. 05.01.2021]. Dostupné z: <https://www.oecd-ilibrary.org/sites/eadc0d9d-en/index.html?itemId=/content/component/eadc0d9d-en>
- [2] Number of computed tomography (CT) scan examinations in the Czech Republic from 2008 to 2015. *Statista* [online]. [cit. 05.01.2021]. Dostupné z: <https://www.statista.com/statistics/862359/computed-tomography-scan-examinations-in-the-czech-republic/>
- [3] Vývoj obyvatelstva České republiky - 2018. *Český statistický úrad* [online]. [cit. 05.01.2021]. Dostupné z: <https://www.czso.cz/csu/czso/vyvoj-obyvatelstva-ceske-republiky-2018>
- [4] Wikipedia contributors. Obesity. *Wikipedia, The Free Encyclopedia* [online]. [cit. 23.12.2020]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Obesity&oldid=1025467044>
- [5] Obesity and overweight. *World Health Organization* [online]. [cit. 25.12.2020]. Dostupné z: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>
- [6] CABALLERO, Benjamin. Humans against Obesity: Who Will Win? *Advances in Nutrition*. 2019, **10**(suppl_1), S4-S9. ISSN 2161-8313. Dostupné z: doi:10.1093/advances/nmy055
- [7] Body - Mass Index, Evolution of BMI over time. *NCD Risk Factor Collaboration* [online]. [cit. 06.01.2021]. Dostupné z: <https://ncdrisc.org/morbid-obesity-prevalence-line-from-map.html>
- [8] FURSEVICH, Dzmitry M., Gary M. LIMARZI, Matthew C. O-DELL, Manuel A. HERNANDEZ a William F. SENSAKOVIC. Bariatric CT Imaging: Challenges and Solutions. *RadioGraphics*. 2016, **36**(4), 1076-1086. ISSN 0271-5333. Dostupné z: doi:10.1148/rg.2016150198
- [9] *Comparison chart: Siemens computed tomography (CT) systems*. [cit. 07.04.2021]. Dostupné z: https://s3.amazonaws.com/sgcimages/36_37_40_41_ITN1115_Siemens.pdf

- [10] *SOMATOM Force: Get two steps ahead with Dual Source CT*. Erlangen, Germany, 2020. Dostupné také z: https://cdn0.scrvt.com/39b415fb07de4d9656c7b516d8e2d907/3ac56a274d1fe9e1/4241e7b1e5d4/ct_somatom_force_8pager.pdf
- [11] BARRETT, Julia F. a Nicholas KEAT. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics*. 2004, **24**(6), 1679-1691. ISSN 0271-5333. Dostupné z: doi:10.1148/rg.246045065
- [12] BELL, Daniel J. Radiological image artifact. *Radiopaedia* [online]. [cit. 23.12.2020]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/radiological-image-artifact?lang=us>
- [13] NIKNEJAD, Mohammad Taghi a David CUETE. CT artifacts. *Radiopaedia* [online]. [cit. 23.12.2020]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/ct-artifacts>
- [14] BOAS, F Edward a Dominik FLEISCHMANN. CT artifacts: causes and reduction techniques. *Imaging in Medicine*. 2012, **4**(2), 229-240. ISSN 1755-5191. Dostupné z: doi:10.2217/iim.12.13
- [15] BELL, Daniel J a Andrew MURPHY. Noise (CT). *Radiopaedia* [online]. [cit. 25.12.2020]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/noise-computed-tomography?lang=us>
- [16] RANALLO, Frank N. a Timothy SZCZYKUTOWICZ. The Correct Selection of Pitch for Optimal CT Scanning: Avoiding Common Misconceptions. *Journal of the American College of Radiology*. 2015, **12**(4), 423-424. ISSN 15461440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacr.2014.12.017
- [17] BUSHBERG, Jerrold T. *The essential physics of medical imaging*. 3rd ed. Philadelphia, c2012. ISBN 978-0-7817-8057-5.
- [18] MURPHY, Andrew. Windowing(CT). *Radiopaedia* [online]. [cit. 19.05.2021]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/windowing-ct>
- [19] American Association of Physicists in Medicine, Task Group 204. Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. 2011. College Park, MD. Dostupné z: https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf
- [20] BELL, Daniel a Craig HACKING. Phantom. *Radiopaedia* [online]. [cit. 25.06.2020]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/phantom>
- [21] BIENIOSEK, Matthew F., Brian J. LEE a Craig S. LEVIN. Technical Note: Characterization of custom 3D printed multimodality imaging phantoms. *Medical Physics*. 2015, **42**(10), 5913-5918. ISSN 00942405. Dostupné z: doi:10.1118/1.4930803
- [22] KALENDER, Willi A., Paul DEAK, Markus KELLERMEIER, Marcel VAN STRATEN a Sabrina V. VOLLMAR. Application- and patient size-dependent optimization of x-ray spectra for CT. *Medical Physics*. 2009, **36**(3), 993-1007. ISSN 00942405. Dostupné z: doi:10.1118/1.3075901

- [23] CT Quality Assurance Phantoms. *Supertech* [online]. [cit. 25.06.2020]. Dostupné z: <https://www.supertechx-ray.com/CT/CTQAPhantoms/index.php>
- [24] 3 dimensional torso phantom: Model 602. *CIRS: Tissue Simulation and Phantom Technology* [online]. [cit. 25.06.2020]. Dostupné z: <https://www.cirsinc.com/products/all/29/3-dimensional-torso-phantom/?details=quote&fbclid=IwAR3T9nrgCB8vrMhNA-js1RCALPQpQmonRKtmCY4r92biL8Mwsym4LHhhSIU>
- [25] MCCOLLOUGH, Cynthia H., Stefan ULZHEIMER, Sandra S. HALLIBURTON, Kaiss SHANNEIK, Richard D. WHITE a Willi A. KALENDER. Coronary Artery Calcium: A Multi-institutional, Multimanufacturer International Standard for Quantification at Cardiac CT. *Radiology*. 2007, **243**(2), 527-538. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi:10.1148/radiol.2432050808
- [26] HAZELAAR, Colien, Maureen VAN EIJNATTEN, Max DAHELE, Jan WOLFF, Tymour FOROUZANFAR, Ben SLOTMAN a Wilko F.A.R. VERBAKEL. Using 3D printing techniques to create an anthropomorphic thorax phantom for medical imaging purposes. *Medical Physics*. 2018, **45**(1), 92-100. DOI: 10.1002/mp.12644. ISSN 00942405. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mp.12644>
- [27] CHUA, Chee Kai a Kah Fai LEONG. *3D printing and additive manufacturing: principles and applications*. Fourth edition of Rapid prototyping. Hackensack, New Jersey: World Scientific, [2015]. ISBN 978-9814571418
- [28] HOESCHEN, Christoph, Despina KONTOS, Thomas G. FLOHR, et al. *Construction of realistic liver phantoms from patient images using 3D printer and its application in CT image quality assessment*. 2015. Dostupné z: doi:10.1117/12.2082121
- [29] LENG, Shuai, Baiyu CHEN, Thomas VRIEZE, et al. Construction of realistic phantoms from patient images and a commercial three-dimensional printer. *Journal of Medical Imaging*. 2016, **3**(3). ISSN 2329-4302. Dostupné z: doi:10.1117/1.JMI.3.3.033501
- [30] ZHANG, Fuquan, Haozhao ZHANG, Huihui ZHAO, et al. Design and fabrication of a personalized anthropomorphic phantom using 3D printing and tissue equivalent materials. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*. 2019, **9**(1), 94-100. ISSN 22234292. Dostupné z: doi:10.21037/qims.2018.08.01
- [31] MILLE, Matthew. *3D printing patient-specific phantoms for imaging and radiation dosimetry: Recent progress, challenges and future directions*. Rockville, MD, 2017. Dostupné z: http://cirms.org/pdf/cirms2018/Mille_CIRMS2018.pdf
- [32] Wikipedia contributors. Hounsfield scale. *Wikipedia, The Free Encyclopedia* [online]. [cit. 24.07.2019]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Hounsfield_scale&oldid=1013565327
- [33] WHITE, D. R., J. BOOZ, R. V. GRIFFITH, J. J. SPOKAS a I. J. WILSON. Report 44. *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*. 1989, **os23**(1), NP-NP. ISSN 1742-3422. Dostupné z: doi:10.1093/jicru/os23.1.Report44

- [34] International commission on radiological protection, Adult reference computational phantoms, ICRP Publication 110, Ann. ICRP 39 (2), 2009. Dostupné z: <https://bionumbers.hms.harvard.edu/files/Density%20and%20mass%20of%20each%20organ-tissue.pdf>
- [35] BIBB, Richard, Darren THOMPSON a John WINDER. *Computed tomography characterisation of additive manufacturing materials*. 2011, **33**(5), 590-596. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.12.015. ISSN 13504533. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453310003127>
- [36] AUBREY, J., N. ESFANDIARI, V. E. BARACOS, F. A. BUTEAU, J. FRENETTE, C. T. PUTMAN a V. C. MAZURAK. Measurement of skeletal muscle radiation attenuation and basis of its biological variation. *Acta Physiologica*. 2014, **210**(3), 489-497. DOI: 10.1111/apha.12224. ISSN 17481708. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/apha.12224>
- [37] LAMBA, Ramit, John P. MCGAHAN, Michael T. CORWIN, Chin-Shang LI, Tien TRAN, J. Anthony SEIBERT a John M. BOONE. CT Hounsfield Numbers of Soft Tissues on Unenhanced Abdominal CT Scans: Variability Between Two Different Manufacturers- MDCT Scanners. *American Journal of Roentgenology*. 2014, **203**(5), 1013-1020. ISSN 0361-803X. Dostupné z: [doi:10.2214/AJR.12.10037](https://doi.org/10.2214/AJR.12.10037)
- [38] CARNEIRO, O.S., A.F. SILVA a R. GOMES. *Fused deposition modeling with polypropylene*. 2015, **83**, 768-776. DOI: 10.1016/j.matdes.2015.06.053. ISSN 02641275. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0264127515004037>
- [39] Ultimaker S5 a S5 Pro Bundle. *3D wiser: member od Admasys international* [online]. [cit. 20.04.2021]. Dostupné z: <https://3dwiser.com/produkty/3d-tiskarny/termoplasty/ultimaker/ultimaker-s5/>
- [40] Fused Deposition Modeling - Additively. [online]. 2018. [cit. 21.03.2019]. Dostupné z: <https://www.additively.com/en/learn-about/fused-deposition-modeling>
- [41] GORE, Richard M., Perry J. PICKHARDT, Koenraad J. MORTELE, et al. Management of Incidental Liver Lesions on CT: A White Paper of the ACR Incidental Findings Committee. *Journal of the American College of Radiology*. 2017, **14**(11), 1429-1437. ISSN 15461440. Dostupné z: [doi:10.1016/j.jacr.2017.07.018](https://doi.org/10.1016/j.jacr.2017.07.018)
- [42] Wikipedia contributors. Silikon. *Wikipedia, The Free Encyclopedia* [online]. [cit. 18.10.2020]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Silikon>
- [43] Adiční silikony. *Silikony* [online]. [cit. 18.10.2020]. Dostupné z: <https://www.silikonsro.cz/silikony/adicni-silikony>
- [44] Density of Bone - The Physics Factbook. *hypertextbook* [online]. [cit. 02.08.2019] Dostupné z: <https://hypertextbook.com/facts/2002/AnnaYaruskaya.shtml?fbclid=IwAR0cUtoht4uq9XADaQAzq7YyBgXVmyM2xuseTDNkofX1TWuL72SHVFNER0U>

- [45] What is 3D printing? How does a 3D printer work? Learn 3D printing. 3D Printing - Additive Manufacturing [online]. Copyright © [cit. 20.08.2019]. Dostupné z: <https://3dprinting.com/what-is-3d-printing/>
- [46] DOUGHERTY, Geoff. *Digital image processing for medical applications*. New York: Cambridge University Press, 2009. ISBN 978-0-521-86085-7.
- [47] Rebound Serie. *Silikony* [online]. [cit. 20.04.2021]. Dostupné z: <https://www.silikonysro.cz/silikony/adicni-silikony/rebound>
- [48] SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.
- [49] ČESKO. MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ. Standardy zdravotní péče - „Národní radiologické standardy - výpočetní tomografie“. In: Věstník MZČR. 2016, částka 2, s. 2-61. Dostupné z <https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/wepub/11347/36103/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%202-2016.pdf>
- [50] KOFLER, James M., Dianna D. CODY a Richard L. MORIN. CT Protocol Review and Optimization. *Journal of the American College of Radiology*. 2014, **11**(3), 267-270. ISSN 15461440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jacr.2013.10.013
- [51] IPPOLITO, D, C TALEI FRANZESI, D FIOR, P A BONAFFINI, O MINUTOLO a S SIRONI. Low kV settings CT angiography (CTA) with low dose contrast medium volume protocol in the assessment of thoracic and abdominal aorta disease: a feasibility study. *The British Journal of Radiology*. 2015, **88**(1049). ISSN 0007-1285. Dostupné z: doi:10.1259/bjr.20140140
- [52] SÖDERBERG, Marcus. OVERVIEW, PRACTICAL TIPS AND POTENTIAL PITFALLS OF USING AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL IN CT: SIEMENS CARE DOSE 4D. *Radiation Protection Dosimetry*. 2016, **169**(1-4), 84-91. ISSN 0144-8420. Dostupné z: doi:10.1093/rpd/ncv459
- [53] REGO, Shawna L., Lifeng YU, Michael R. BRUESEWITZ, Thomas J. VRIEZE, James M. KOFLER a Cynthia H. MCCOLLOUGH. *Care Dose4D CT Automatic Exposure Control: Physics Principles and Practical Hints* [online]. [cit. 13.4.2021]. Dostupné z: <https://www.mayo.edu/research/documents/care-dose-4d-ct-automatic-exposure-control-system/DOC-20086815>
- [54] BEBBINGTON, Natalie A., Troels JØRGENSEN, Erik DUPONT a Mille A. MICHEELSEN. Validation of CARE kV automated tube voltage selection for PET-CT: PET quantification and CT radiation dose reduction in phantoms. *EJNMMI Physics*. 2021, **8**(1). ISSN 2197-7364. Dostupné z: doi:10.1186/s40658-021-00373-8
- [55] SÚKUPOVÁ, Lucie. Automatická modulace proudu na CT. *Lucie Sukupová: Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat...* [online]. 2018 [cit. 02.04.2021]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/automaticka-modulace-proudu-na-ct/>

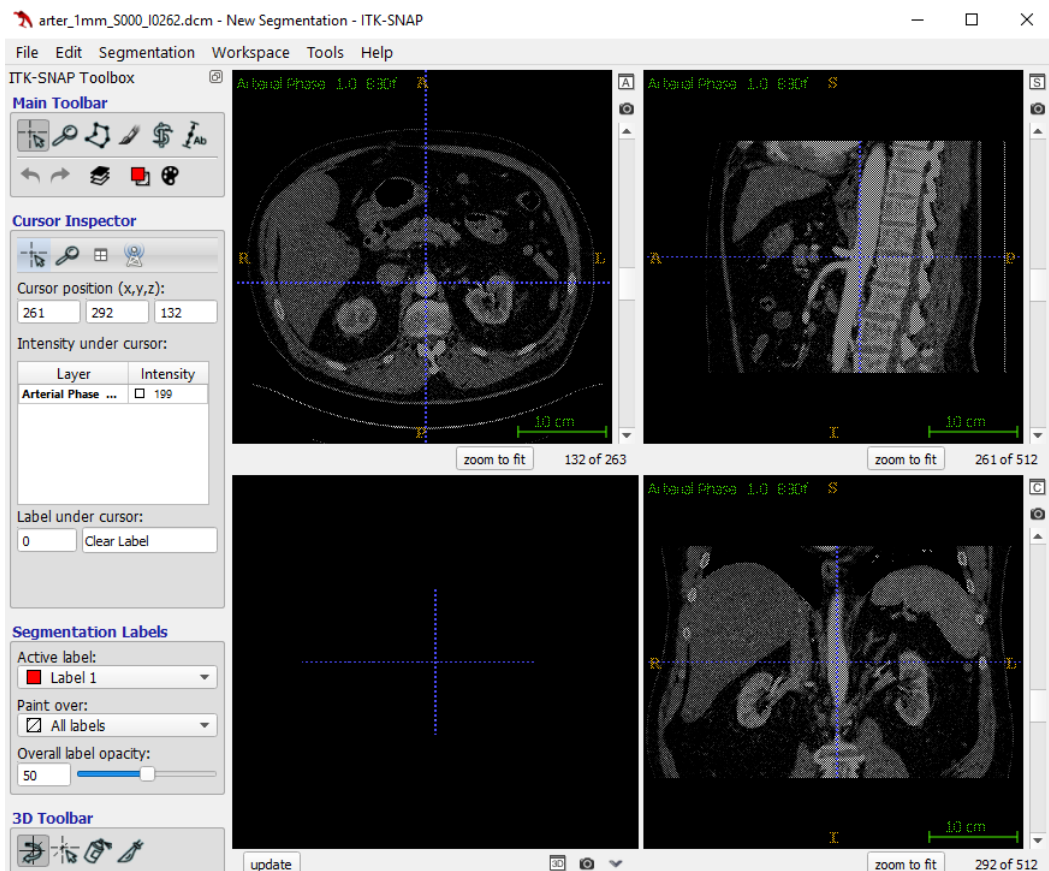
- [56] JOHNSON, Thorsten R. C. *Dual energy CT in clinical practice*. Heidelberg: Springer, c2011. Medical radiology. ISBN 978-3-642-01739-1.
- [57] PETERSILKA, Martin, Herbert BRUDER, Bernhard KRAUSS, Karl STIERSTORFER a Thomas G. FLOHR. Technical principles of dual source CT. *European Journal of Radiology*. 2008, **68**(3), 362-368. ISSN 0720048X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrad.2008.08.013
- [58] FANOUS, Randy, Hany KASHANI, Laura JIMENEZ, Grainne MURPHY a Narinder S. PAUL. Image Quality and Radiation Dose of Pulmonary CT Angiography Performed Using 100 and 120 kVp. *American Journal of Roentgenology*. 2012, **199**(5), 990-996. ISSN 0361-803X. Dostupné z: doi:10.2214/AJR.11.8208
- [59] QURASHI, A., L. RAINFORD, A. AJLAN, et al. Optimal abdominal CT protocol for obese patients. *Radiography*. 2018, **24**(1), e1-e12. ISSN 10788174. Dostupné z: doi:10.1016/j.radi.2017.08.003
- [60] SÚKUPOVÁ, Lucie. Optimalizace na CT (1). *Lucie Súkupová: Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat...* [online]. 2018 [cit. 05.04.2021]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/optimalizace-na-ct-1/>
- [61] GEYER, Lucas L., U. Joseph SCHOEPF, Felix G. MEINEL, et al. State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. *Radiology*. 2015, **276**(2), 339-357. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi: 10.1148/radiol.2015132766
- [62] FORNELL, Dave. Iterative Reconstruction 101. *Imaging Technology News* [online]. 2013 [cit. 21.4.2021]. Dostupné z: <https://www.itnonline.com/article/iterative-reconstruction-101-0>
- [63] SWE, Myint Myat. *Effective Atomic Numbers of CaSO4 and BaSO4 Dosimetric Compounds for Gamma Energy Absorption*. Myanmar, 2015.
- [64] YUSHKEVICH, Paul A. a Guido GERIG. ITK-SNAP: An Intractive Medical Image Segmentation Tool to Meet the Need for Expert-Guided Segmentation of Complex Medical Images. *IEEE Pulse*. 2017, **8**(4), 54-57. DOI: 10.1109/MPUL.2017.2701493. ISSN 2154-2287. Dostupné aj z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7979667>

Prílohy

Segmentácia jednotlivých orgánov pomocou programu ITK-SNAP

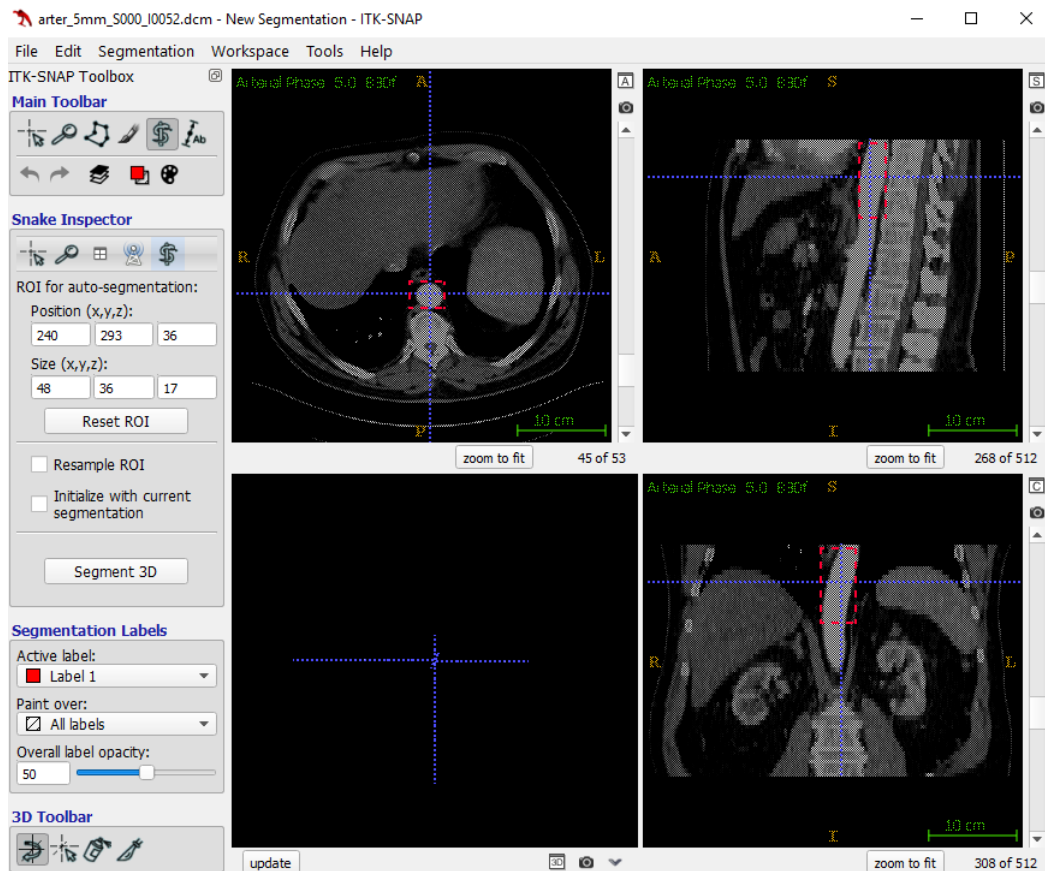
Existuje množstvo programov, ktoré umožňujú segmentovanie objektov z CT obrazov na základe regionálnej metódy, metódy prahovania, či detekcie hran v obraze, napríklad Matlab, Python, 3D Slicer atď. Na vytvorenie digitálnych modelov jednotlivých orgánov bol použitý program nazývaný ITK-SNAP a ukážka postupu segmentácie v tomto programe je uvedená v nasledujúcom texte. Softvér ITK-SNAP je špeciálne vyvinutý na segmentovanie štruktúr z medicínskych snímok. Je to nástroj, ktorý je jednoduchý na používanie a poskytuje semiautomatickú segmentáciu použitím metódy aktívneho kontúrovania, ktorá je ďalšou metódou segmentácie používanou práve na medicínske snímky [64].

Proces segmentácie pomocou tohto softvéru je ďalej vysvetlený na príklade aorty. K dispozícii bolo CT vyšetrenie brušnej dutiny pacienta, ktorý podstúpil skenovanie v troch fázach - nativnej (bez kontrastnej látky), arteriálnej (s kontrastnou látkou) a venózne (po určitom čase od podania kontrastnej látky, kedy je už väčšina kontrastnej látky z aorty odplavená, no v orgánoch, ako je pečeň, sa stále nachádza). Na segmentovanie aorty sú najvhodnejšou voľbou CT obrazy v arteriálnej fáze, kedy je aorta naplnená kontrastnou látkou a na snímke je dobre rozlíšiteľná. CT obrazy boli nahrané do prostredia programu ITK-SNAP, ktorý zobrazuje axiálny, sagitálny a koronárny rez brušnej dutiny pacienta (Obr. 5.20). Štvrté prázdne pole je pripravené na vysegmentovanú časť.



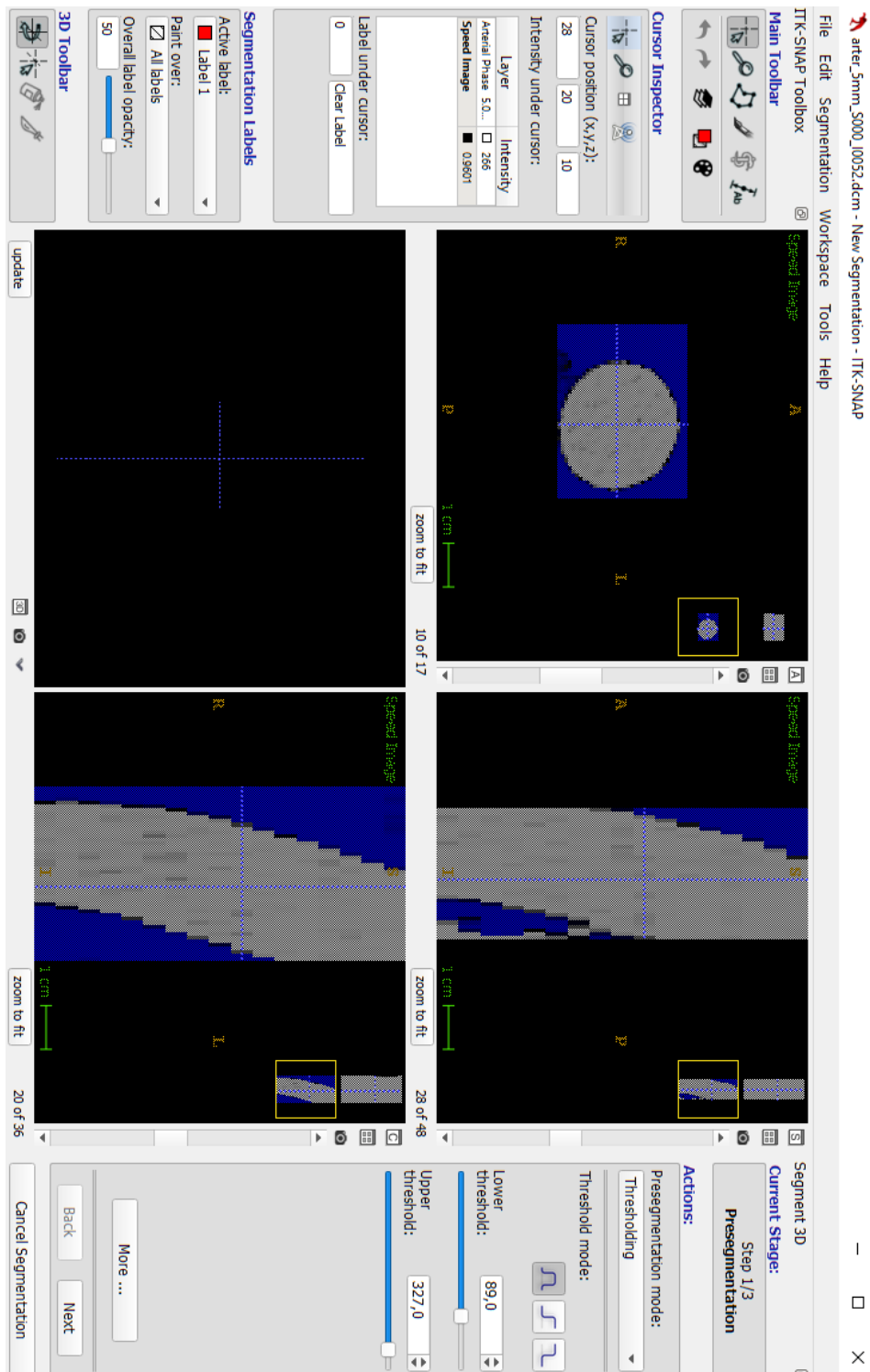
Obr. 5.20: Prostredie programu ITK-SNAP s načítanými snímkami vybraného pacienta pripravené na segmentáciu.

Na začiatku segmentácie sa zvolí ikonka hada v ponuke nástrojov vľavo hore, ktorá je symbolom segmentácie metódou aktívneho kontúrovania. V prvom kroku sa na všetkých troch rezoch vyberie oblasť, s ktorou sa má ďalej pracovať, v tomto prípade to je aorta (Obr. 5.21). Na sagitálnom reze nie je vybraná celá aorta, pretože sa nachádza blízko chrbtice a vymedzená oblasť by po vybratí celej aorty obsahovala aj kus chrbtice, čo by v nasledujúcom kroku komplikovalo segmentovanie. Z tohto dôvodu sa segmentácia vykonáva po častiach. Keď je výber oblasti hotový, nasleduje ďalší krok zvolením ikony Segment 3D.



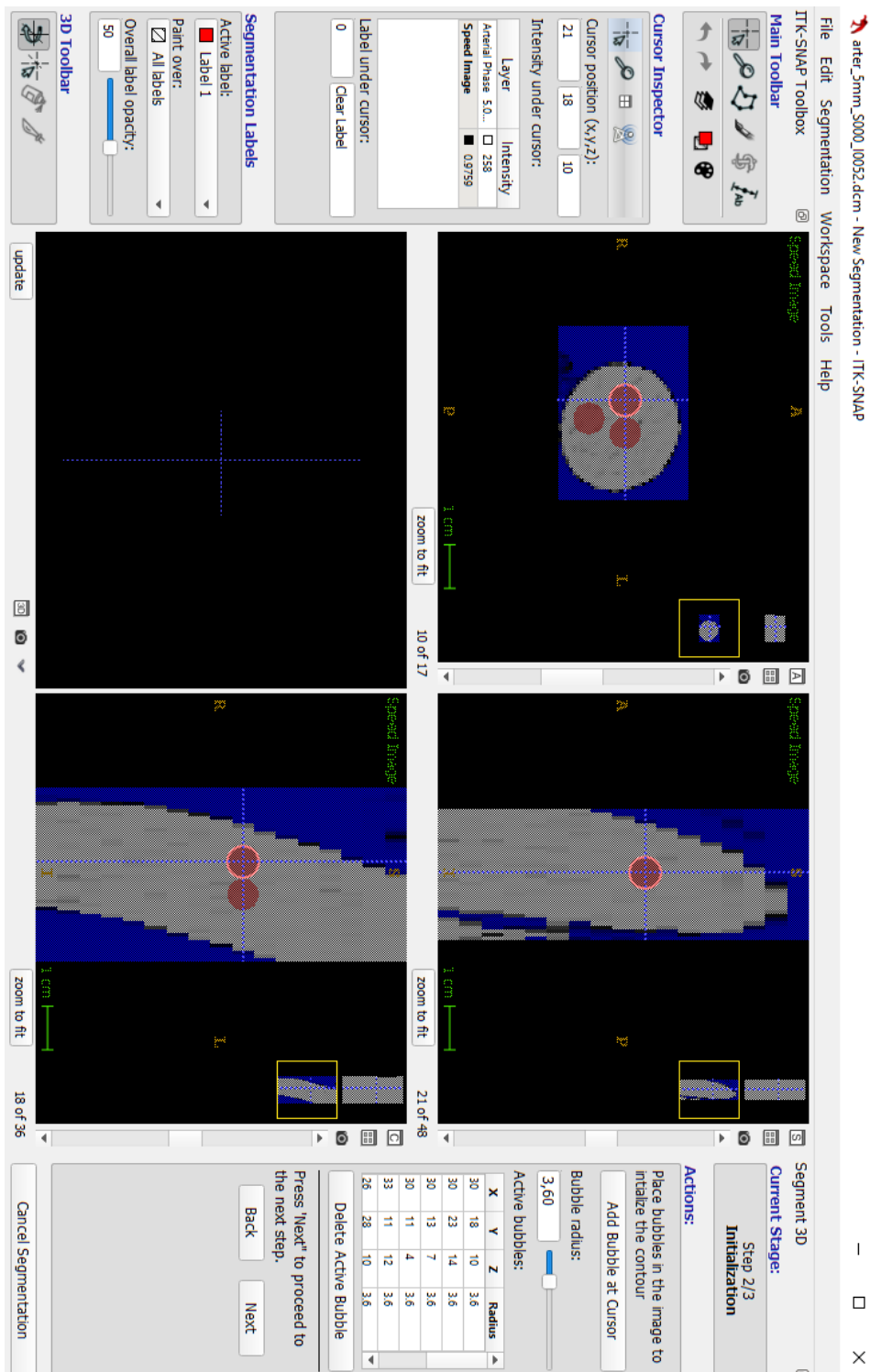
Obr. 5.21: Výber oblasti, v ktorej sa nachádza objekt na segmentáciu.

V ďalšom kroku sa volí dolný a horný prah, čím sa obrázok viditeľne rozdelí na modré pozadie a šedý objekt záujmu. Oba prahy sa volia nielen na základe CT čísla aorty naplnenej kontrastnou látkou (+200 HU až +300 HU), ale aj vzhľadom k ukážke prahovaných snímok. Aby nebola aorta neúplne ohraničená, resp. aby nemala nejaké nehomogenity vo vnútornej časti, boli prahy nastavené na hodnoty približne +90 HU a +330 HU. Pretože tieto hodnoty sú podobné hodnotám CT čísel kostného tkaniva, ak by sa v predchádzajúcom kroku do vybranej oblasti zahrnula aj chrbtica, v tomto kroku by sa na snímke javila ako objekt záujmu a nie ako pozadie (kvôli zvoleným hodnotám prahov). Práve kvôli týmto komplikáciám prebieha segmentácia po menších častiach.



Obr. 5.22: Voľba dolného a horného prahu na odlíšenie objektu záujmu od pozadia.

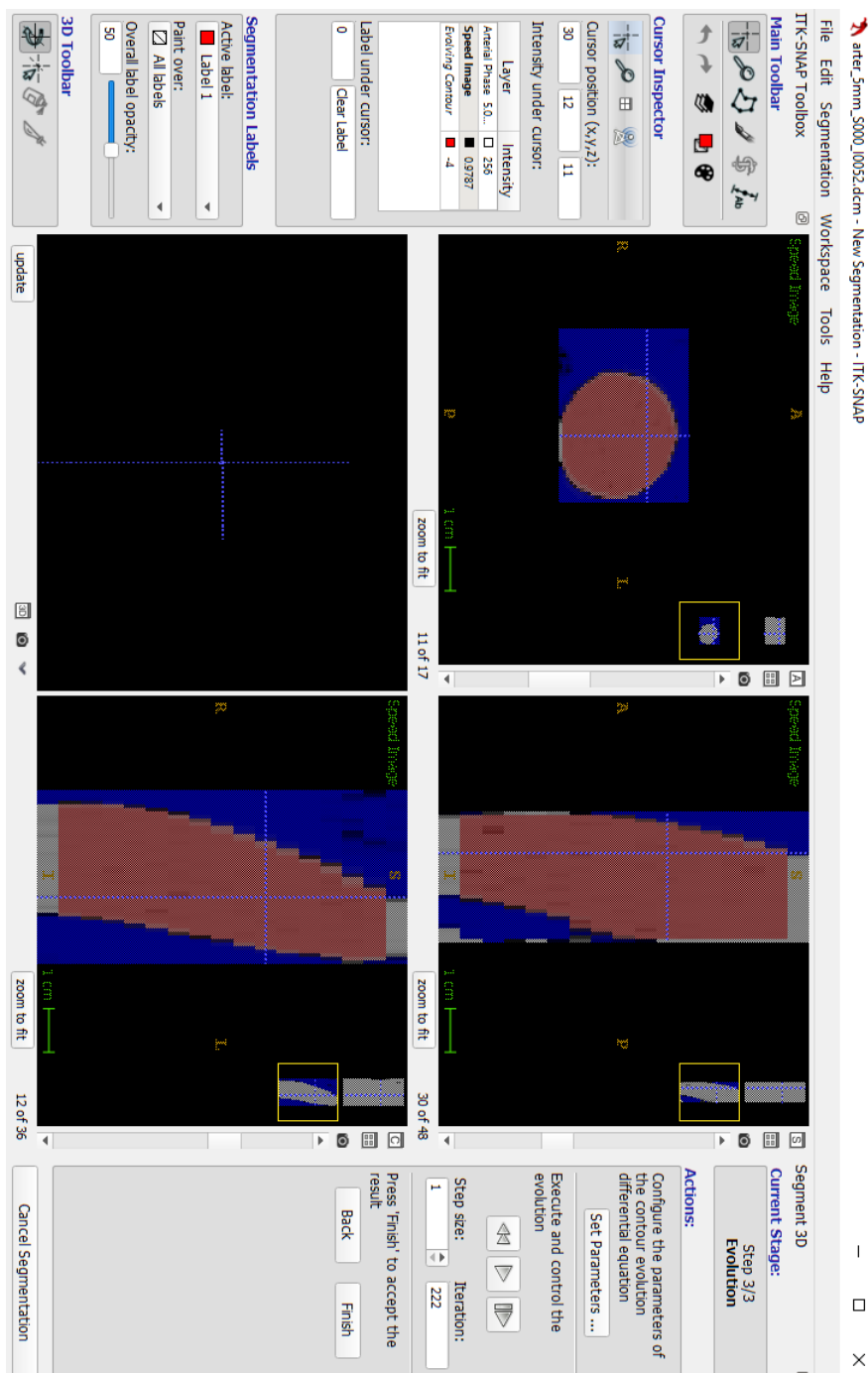
Ďalej nasleduje rozmiestnenie počiatočných bublín, ktoré funguje rovnako ako v prípade regionálnych metód a postupného rastu oblasti. Tieto bubliny sa náhodne zvolia vnútri oblasti záujmu do viacerých rezov a vo všetkých troch rovinách (Obr. 5.23).



Obr. 5.23: Voľba počiatkových bublín pre rast oblasti.

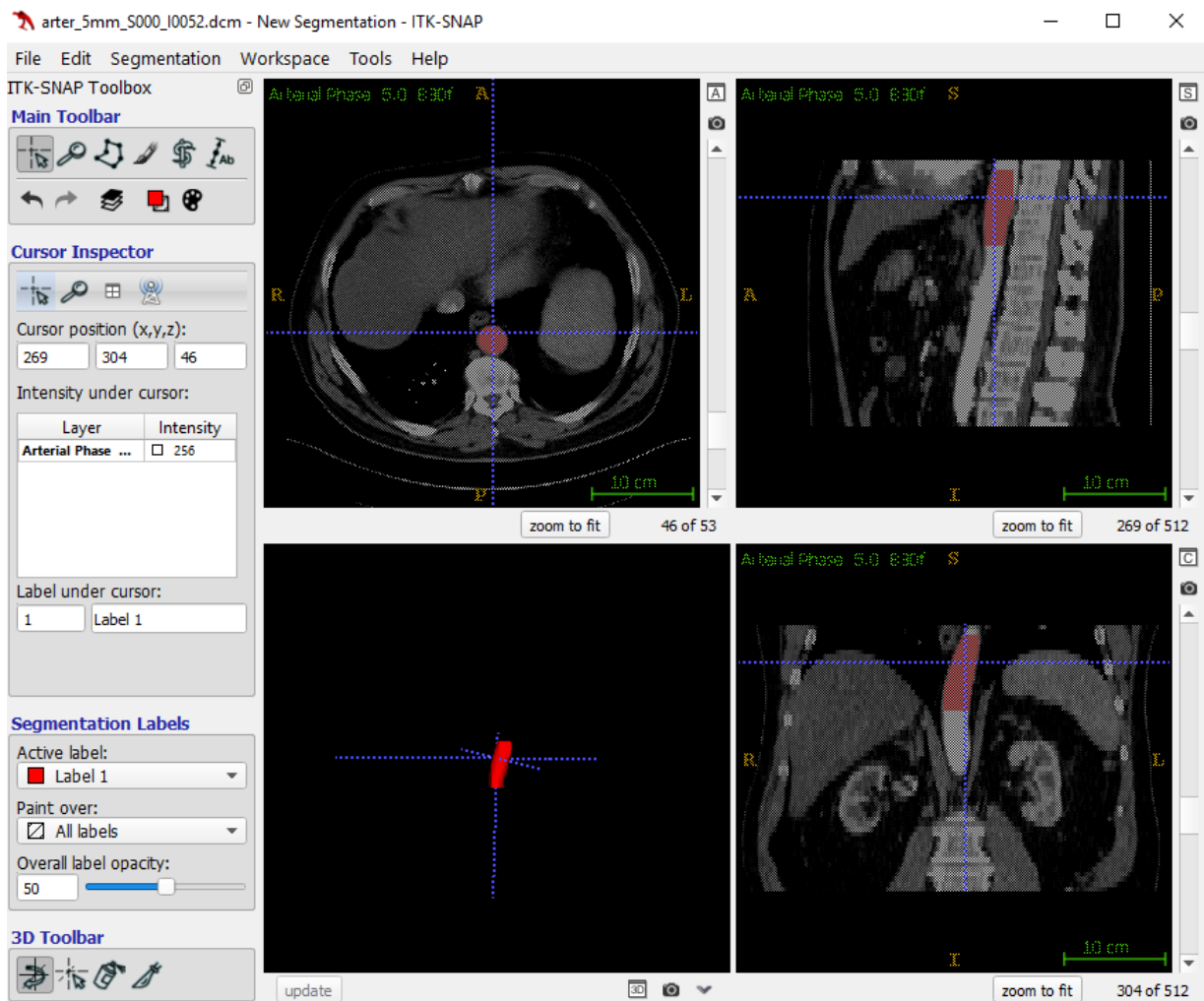
Nakoniec stačí počiatkové bubliny nechať rozrásť po celej ploche oblasti záujmu (Obr. 5.24). Rozrastanie bublín je možné kontrolovať pomocou ikoniek na pravej strane. Keď je rozrastanie

kompletné vo vybranej časti, segmentácia sa ukončí, čím sa vrátíme do primárneho prostredia programu.



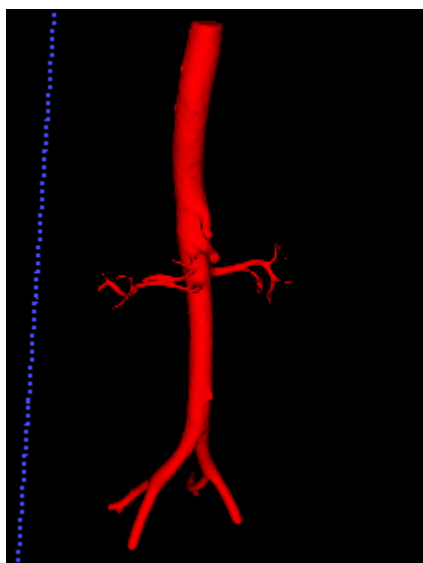
Obr. 5.24: Rozrastanie bublín v jednotlivých rezoach.

Posledným krokom je pod prázdny oknom v hlavnom prostredí zvoliť „update“ a zobrazí sa nám práve vysegmentovaná časť objektu záujmu, v tomto prípade aorty (Obr. 5.25). Takýmto spôsobom sa postupuje ďalej cez všetky rezy, kým nie je aorta celá vysegmentovaná (Obr. 5.26).

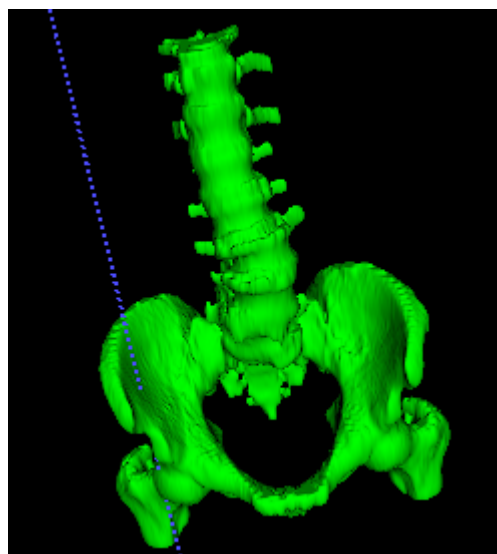


Obr. 5.25: Vysegmentovaná časť aorty.

Rovnaký postup bol aplikovaný na všetky orgány Okrem aorty je v nasledujúcom obrázku zobrazená aj panva s chrbticou (Obr. 5.26). Pred samotnou 3D tlačou bolo potrebné tieto vysegmentované časti ešte upraviť. Napríklad niektoré výbežky z aorty sa odstránili, pretože neboli podstatné pre náš účel, ďalej sa vyhladili miesta, ktoré pochádzajú len z chybnjej segmentácie - príliš rozrastené počiatkové bubliny zasahujúce až do pozadia.



(a)



(b)

Obr. 5.26: Vysegmentovaná aorta (a) a panva s chrbticou (b) v programe ITK-SNAP.