# TECHNICKÁ UNIVERZITA V KOŠICIACH STROJNÍCKA FAKULTA



# PRIEMYSELNÁ POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V INTERDISCIPLINÁRNOM PRIESTORE

Teodor TÓTH Tomáš BALINT

EDÍCIA ŠTUDIJNEJ LITERATÚRY KOŠICE 2024 TECHNICKÁ UNIVERZITA V KOŠICIACH STROJNÍCKA FAKULTA

# PRIEMYSELNÁ POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V INTERDISCIPLINÁRNOM PRIESTORE

KOŠICE 2024

Predkladané vysokoškolské skriptum vzniklo v spolupráci s projektom **KEGA 021TUKE-4/2022** - Implementácia počítačovej tomografie v interdisciplinárnom technicko-prírodovednom priestore (Implementation of computed tomography in an interdisciplinary technical-natural area).

### Doc. Ing. Teodor Tóth, PhD.

Technická univerzita v Košiciach Strojnícka fakulta Katedra biomedicínskeho inžinierstva a merania

**Ing. Tomáš Balint, PhD. MPH.** Technická univerzita v Košiciach Strojnícka fakulta Katedra biomedicínskeho inžinierstva a merania

Všetky práva vyhradené. Žiadna časť publikácie nesmie byť použitá na ďalšie šírenie akoukoľvek formou bez predchádzajúceho ohlasu autorov.

Recenzenti:

prof. Ing. Gabriel Fedorko, PhD. prof. MVDr. Eva Petrovová,PhD.

© Teodor TÓTH Tomáš BALINT

# PREDHOVOR AUTOROV

S pojmom počítačová tomografia sa stretávame prevažne v ambulancii u lekára alebo v nemocnici. Počítačová tomografia má však širšie použitie, a pokrýva nielen medicínsky odbor rádiológia, ale aj niektoré veterinárske a technické odbory. Počítačová tomografia je rádiologická vyšetrovacia metóda, ktorá pomocou röntgenového žiarenia umožňuje zobrazenie vnútra ľudského tela, zvieraťa alebo výrobku. V medicíne sa primárne CT používa na zobrazenie krvácania do mozgu (hemoragická mozgová príhoda), zlomenín kostí, nádorových ochorení hlavy, pľúc, brušnej dutiny a malej panvy a zväčšenie uzlín. Veľmi často sa využíva aj na zobrazenie úrazového poškodenia orgánov hrudníka, brucha, ciev a mozgu. Pre zviditeľnenie požadovaných štruktúr, alebo dejov sa využíva podanie kontrastnej látky. Vo veterinárskej medicíne sa používa napr. na diagnostiku ochorení kostí vrátane porúch v raste kostí, zlomenín a mikrofraktúr, ochorenia medzistavcových platničiek, stanovenie rozsahu nádoru a pod. V technickej praxi sa priemyselné počítačové tomografy používajú primárne na získanie dát na detekciu vnútorných chýb materiálu, rozmerovú analýzu snímaných objektov, porovnávacie a ďalšie analýzy.

Cieľom predkladaných skrípt je ponúknuť čitateľovi komplexný pohľad na problematiku počítačovej tomografie pre medicínske, veterinárske aj technické účely.

Prvá časť skrípt popisuje počítačové tomografy pre jednotlivé oblasti a ich využitie. Čitateľ získa informácie o jej princípe, technológii, využití a obmedzeniach. Táto časť je doplnená o štúdie a výskumy realizované na Katedre biomedicínskeho inžinierstva a merania pre oblasť technických aj veterinárskych aplikácií.

Druhá časť skrípt obsahuje stručné návody na použitie voľne dostupných softvérov inVesalius a 3D Slicer na spracovanie medicínskych dát vo formáte DICOM ako aj ich možnosti spracovania dát z priemyselných počítačových tomografov. Do skrípt je zaradený aj komerčný softvér zameraný primárne na spracovanie dát z priemyselných tomografov, ktorý umožňuje načítať a spracovať aj DICOM súbory. Študenti tak môžu porovnať filozofiu a funkčné rozdiely medzi jednotlivými typmi softvérov. Skriptá uzatvárajú jednoduché úlohy pre študentov na ktorých si vedia odskúšať načítanie dát, segmentáciu štruktúr a export do niektorého z ponúkaných súborov.

Predkladané skriptum je primárne určené pre poslucháčov študijného programu Biomedicínske inžinierstvo, avšak jeho cieľom je ponúknuť všeobecný prehľad o využití počítačovej tomografie aj pre študentov ďalších technických a medicínskych odborov. Svoje opodstatnenie si nájde aj vo vzdelávaní v oblasti merania, anatómie alebo rádiológie.

Autori

# OBSAH

1 E	POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V TECHNICKEJ PRAXI	7
1.1	Rozdelenie priemyselných CT zariadení	10
1.2	<b>P</b> RESNOSŤ MERANIA	11
1.3	PRESNOSŤ, VERIFIKÁCIA, KOREKCIA A KVALIFIKÁCIA	13
<u>2</u>	YUŽITIE POČÍTAČOVEJ TOMOGRAFIE V TECHNICKEJ PRAXI	17
2.1	VYUŽITIE CT V AUTOMOBILOVOM PRIEMYSLE	17
2.2	ŠTÚDIE VYUŽITIA CT NA STROJNÍCKEJ FAKULTE	21
2.2.1	ANALÝZA POŠKODENIA PNEUMATÍK	21
2.2.2	2 ANALÝZA 3D VYROBENÝCH KERAMICKÝCH SKAFOLDOV	22
2.2.3	Analýza 3D tlačných vzoriek po mechanickej skúške	23
2.2.4	ANALÝZA 3D TLAČENÝCH SKAFOLDOV	24
2.2.5	5 ANALÝZA POŠKODENIA DOPRAVNÍKOVÝCH PÁSOV	25
2.2.6	S ANALÝZY HODNOTENIA PRESNOSTI VÝROBY INDIVIDUÁLNYCH IMPLANTÁTOV	26
<u>3</u> F	POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V MEDICÍNSKEJ A VETERINÁRSKEJ PRAXI	28
3.1	PRINCÍP MEDICÍNSKYCH CT ZARIADENÍ	28
3.2	<b>P</b> RÍPRAVA VZORIEK	32
3.3	PROBLÉMY PRI SNÍMANÍ BIOLOGICKÝCH VZORIEK	35
<u>4 \</u>	YUŽITIE POČÍTAČOVEJ TOMOGRAFIE V MEDICÍNSKEJ A VETERINÁRSKEJ PRAXI	37
4.1	ŠTÚDIA EMBRYONÁLNEJ MORFOGENÉZY	38
4.2	TESTOVANIE KONTRASTNÝCH LÁTOK	39
4.3	ŠTÚDIE VYUŽITIA CT NA STROJNÍCKEJ FAKULTE	42
4.3.1	REKONŠTRUKCIA KOSTNÉHO APARÁTU KURACIEHO EMBRYA	42
4.3.2	2 NÁVRH PRÍPRAVY A SNÍMANIA KONSKÉHO KOPYTA	44
4.3.3	B HODNOTENIE HRÚBKY SKLOVINY PREDNÝCH REZÁKOV BOBRA	45
4.3.4	ANALÝZA PRERASTANIA KOSTI	46
<u>5 I</u>	NVESALIUS	47
5.1	ROZHRANIE A OVLÁDANIE SOFTVÉRU	47
5.2		48
5.3	ÚPRAVA OBRAZU	49 49
5.4	SEGMENTÁCIA	
5/1		50
512		50 51
5 / 3		51
0.4.0	J VVALENJED	52

5.4.4 REGION GROWING	54	
5.4.5 MASKY	55	
5.5 MERANIE ROZMEROV	55	
5.6 GENEROVANIE POVRCHU A EXPORT	55	
<u>6</u> <u>3D SLICER</u>	58	
6.1 KOZHRANIE A OVLADANIE SOFTVERU	58	
6.2 IMPORI A SPRAVA PROJEKTOV	61	
6.2.1 IMPORT OBRAZOVYCH DATATSETOV	61	
	62	
6.2.1 TRANSCORMÁCIA DÁT	62	
6.4. Secmentácia	64	
	66	
6.6 GENEROVANIE POVRCHI A EXPORT	68	
7 VGSTUDIO MAX	<u> </u>	
7.1 ROZHRANIE A OVLÁDANIE SOFTVÉRU	69	
7.2 IMPORT A SPRÁVA PROJEKTOV	72	
7.3 ÚPRAVA OBRAZU	73	
7.3.1 TRANSFORMÁCIA DÁT	74	
7.4 SEGMENTÁCIA	74	
7.4.1 PRINCÍPY STANOVENIA POVRCHU	74	
7.4.2 MOŽNOSTI STANOVENIE POVRCHU	77	
7.4.3 POUŽITIE REGIÓNOV ZÁUJMU	79	
7.5 MERANIE ROZMEROV	81	
7.6 GENEROVANIE POVRCHU A EXPORT	82	
<u>8 ÚLOHY</u>		
Ρουζιτά ι ιτεβατύβα – τεοβετιςκά ζαρτ	85	
$\mathbf{P}_{\text{OIIŽITÁ}} = \mathbf{I}_{\text{OIIŽITÁ}} = \mathbf{V}_{\text{OIIŽITÁ}} = \mathbf{V}_{\text{OIIŽITÁ}} = \mathbf{V}_{\text{OIIŽITÁ}}$		
POUŽITÁ LITERATÚRA – PRAKTICKÁ ČASŤ		



Počítačová tomografia (CT) je diagnostická zobrazovacia metóda, ktorá sa pôvodne používala hlavne v medicíne na snímanie vnútorných častí ľudského tela. História CT tomografie a použitia v technickej praxi pre rôzne odvetvia priemyslu siaha do 20 storočia (Obr. 1-1). Vďaka svojej schopnosti vytvárať trojrozmerné obrazy vnútorných štruktúr objektov sa však rýchlo rozšírila aj do iných oblastí, vrátane technickej praxe. CT využíva röntgenové lúče na získavanie prierezových snímok, ktoré sú následne rekonštruované do 3D modelov.



Obr. 1-1 Tomografické zariadenie zostrojené Cormackom v roku 1963.

Počítačová tomografia funguje na princípe röntgenovej absorpcie. Pri prechode röntgenových lúčov cez objekt dochádza k ich oslabeniu v závislosti od hustoty a hrúbky materiálu. CT snímač zaznamenáva toto oslabenie, a softvér následne vypočíta prierezové obrazy objektu, ktoré sa následne zložia do trojrozmerného obrazu.

Proces pozostáva z nasledujúcich krokov (Obr. 1-2):

 Získavanie dát: Objekt sa umiestni do CT zariadenia na rotačný stolík, pričom sa počas snímania postupne otáča. Detektory zaznamenávajú množstvo röntgenového žiarenia, ktoré prešlo cez objekt.

- Rekonštrukcia obrazu: Dáta z detektorov sa spracovávajú matematickými algoritmami (algoritmus spätného premietania, iteračná metóda a iné) na vytvorenie obrazu jednotlivých prierezov.
- 3D rekonštrukcia: Prierezové snímky sa skladajú do trojrozmerného modelu, ktorý možno podrobne skúmať.



Obr. 1-2 Postup snímania a vyhodnocovania

CT sa v technickej praxi využíva predovšetkým na:

- Kontrolu kvality Priemyselné CT sa používa na neinvazívnu kontrolu kvality komponentov a výrobkov. Umožňuje odhaliť vnútorné chyby, ako sú praskliny, dutiny alebo nehomogenity, ktoré by inak zostali skryté.
- Reverzné inžinierstvo Pomocou CT je možné vytvárať detailné 3D modely existujúcich výrobkov, čo umožňuje ich presnú rekonštrukciu alebo výrobu náhradných dielov.
- Materiálová analýza CT sa využíva na skúmanie štruktúry materiálov, napríklad kompozitných materiálov, kovov alebo plastov. Dokáže analyzovať vnútorné vrstvy a mikroštruktúry bez potreby deštruktívneho testovania.
- Automobilový a letecký priemysel CT sa široko využíva na kontrolu zvarov, odliatkov, kompozitných častí a iných kritických komponentov v automobilovom a

leteckom priemysle. To pomáha zabezpečiť bezpečnosť a spoľahlivosť finálnych výrobkov.

 Stavebníctvo – V oblasti stavebníctva sa CT využíva na hodnotenie štruktúr a kontrolu integrity stavebných materiálov, ako sú betón alebo kovové konštrukcie.

Ako každá diagnostická a meracia technológia/metóda, aj využitie počítačovej tomografie má výhody a nevýhody.

Výhody:

- Neinvazívnosť CT umožňuje detailný pohľad do vnútra objektov bez potreby ich deštrukcie.
- Presnosť Poskytuje veľmi presné a detailné údaje o vnútorných štruktúrach objektov.
- Rýchlosť Moderné CT prístroje umožňujú rýchle skenovanie a spracovanie dát.

Nevýhody:

- Nákladnosť CT prístroje a ich prevádzka sú pomerne drahé, čo môže byť nevýhodou pre menšie podniky.
- Radiácia V prípade priemyselného CT sa používajú vysoké dávky röntgenového žiarenia, čo môže vyžadovať ochranné opatrenia pre obsluhu a zariadenia.
- Obmedzená veľkosť objektov Veľkosť objektov, ktoré je možné skenovať, môže byť limitovaná veľkosťou komory CT prístroja.

Počítačová tomografia je veľmi užitočná technológia, ktorá umožňuje detailné skúmanie vnútorných štruktúr objektov v technickej praxi. Jej hlavnou výhodou je neinvazívnosť a vysoká presnosť, čo ju robí ideálnou pre kontrolu kvality, materiálovú analýzu a reverzné inžinierstvo. Napriek niektorým nevýhodám, ako sú vysoké náklady a potreba ochranných opatrení, zostáva nepostrádateľným nástrojom v rôznych odvetviach priemyslu.

Všetky vyhodnotenia (meranie rozmerov, defektoskopia, …) na získanom mračne bodov sú závislé od určenia povrchu (t.j. hranice medzi materiálom a prostredím – vzduchom). Pre meranie rozmerov je tento povrch použitý na stanovenie lokálnych rozmerov alebo globálnych rozmerov (porovnanie získaného mračna bodov s referenčnou geometriou – CAD modelom). Získané výsledky je možné overiť pomocou merania na iných systémoch, simuláciou alebo pomocou analytického vyhodnotenia.

Meranú veličinu je potrebné popísať z hľadiska:

- Neistoty, ktorá musí byť lokálne prisúdená získanému povrchu, jedná sa o priestorovú moduláciu získaného povrchu vzhľadom k reálnemu povrchu snímaného objektu.
- V prípade meranej veličiny neistota merania na CT úzko súvisí s otázkou, aký snímač alebo meracia metóda popisuje povrch snímaného objektu najlepšie.

Vzorkovanie povrchu pomocou počítačovej tomografie môže byť prezentované ako morfologický operátor pracujúci na povrchovej geometrii reálneho objektu. Toto určenie pomocou hodnoty v škále sivej má integračný charakter a je aplikované pomocou čiastkových objemových jednotiek (voxelov) na celý objem snímaného objektu.

Naproti tomu dotykové meranie napr. pomocou guľových dotykov nemá integračný charakter, je naviazané na maximum povrchu (dotyk meria na povrchu profilu drsnosti a následne

je vytvorená obálka) a optické systémy používajú priamku tvorenú priemerom profilu drsnosti (čiastočná priehľadnosť spôsobuje ofset smerom k materiálu).

V prípade, že sa meranie rozmerov vykonáva na objekte s veľkou drsnosťou rôznymi spôsobmi snímania (CT, dotykové snímanie, optické snímanie), výsledky môžu vykazovať rozdiely.

# 1.1 Rozdelenie priemyselných CT zariadení

Priemyselné CT je rozdelené podľa veľkosti, rozlíšenia a aplikácií do niekoľkých kategórií. Tieto kategórie odrážajú schopnosti jednotlivých systémov a ich použitie v rôznych oblastiach priemyslu.

- Röntgenové mikroskopy (RTG mikroskopy) Pracujú s veľmi vysokým rozlíšením, často až na úrovni nanometrov. Zamerané na veľmi malé vzorky, napr. mikroštruktúry, materiálové analýzy alebo biologické vzorky. Používajú sa na výskum materiálov.
- NanoCT Podobné RTG mikroskopom, ale s dôrazom na tomografické (3D) zobrazovanie na úrovni nanometrov. Sú vhodné pre veľmi presné analýzy vnútorných štruktúr na nanoúrovni. Používajú sa napríklad v mikroelektronike (napr. spájkovacie spoje, mikroobvody).
- MikroCT Bežne používané systémy na strednej úrovni rozlíšenia. Majú široké spektrum aplikácií, ktoré zahŕňa nielen laboratórne, ale aj priemyselné využitie.
   Používajú sa v defektoskopii (kontrola kvality, odhaľovanie trhlín, pórov), geológii (analýza pórovitosti hornín), biológii (kosti, zuby).
- MakroCT Je zamerané na väčšie vzorky, kde je potrebné celkové skenovanie objektov a postačuje nižšie rozlíšenie ako pri mikroCT. Využitie nájde v kontrole kvality veľkých dielov (napr. automobilové súčiastky), leteckom priemysle (kompozity, zvary), archeológii (analýza veľkých fosílií, artefaktov). Na obrázku je zhrnutie vlastností priemyselných CT tomografov.

Тур	Rozlíšenie (µm)	Príklady aplikácií
RTG mikroskopy	Nanometre	Mikroštruktúra, elektronika, biológia
NanoCT	submikrón	Elektronika, biomateriály
mikroCT	1 - 100	Defektoskopia, biológia, geológia
MakroCT	> 100	Veľké priemyselné diely, archeológia

#### Tab. 1-1 Rozdelenie CT zariadení

Toto rozdelenie odráža požiadavky na kvalitu obrazu a veľkosť skúmaných objektov, pričom každá kategória nachádza svoje špecifické využitie v rôznych priemyselných a výskumných oblastiach. Jednotlivé typy majú rôzne výkony, typy detektorov, konštrukciu a sú schopné snímať rôzne veľké a husté vzorky. Na Obr. 1-3 je zobrazená konštrukčné usporiadanie mikroCT Metrotom 1500 Gen. 1 (Carl Zeiss) a pohľad na RTG žiarič, detektor a rotačný stolík.

#### PRIEMYSELNÁ POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V INTERDISCIPLINÁRNOM PRIESTORE



Obr. 1-3 Konštrukcia CT Metrotom 1500

Röntgenové mikroskopy (XRM) sú zariadenia na snímanie niekoľko centimetroch resp. milimetrových vzoriek s vysokým rozlíšením. Na rozdiel od klasických mikroCT zariadení majú dvojstupňové zväčšenie obrazu. V prvom kroku rovnako ako pri mikroCT dopadá RTG žiarenie na scintilátor, následne sa však pomocou optiky zväčšuje na CCD detektor. Je možné kombinovať viac typov detektorov a rôzne zväčšenia optiky (Obr. 1-4). V závislosti od typu zariadenia a snímaného objektu sa napríklad priestorové rozlíšenie pohybuje od (0,95 - 0,45)µm pre Xradia Versa (Carl Zeiss) po 0,05 µm pre Xradia Ultra (Carl Zeiss) so zorným poľom 15 µm a maximálnou veľkosťou vzorky 60 µm.



Obr. 1-4 Porovnanie princípu mikroCT a XRM

Röntgenové mikroskopy natívne ponúkajú vykonávanie rôznych in situ testov ako napríklad mechanické skúšky vzoriek v ťahu a tlaku.

# 1.2 Presnosť merania

Presnosť merania na CT (počítačovej tomografii) v technickej praxi závisí od viacerých faktorov, pretože táto technológia sa používa na detailné snímanie objektov a meranie ich geometrických vlastností. Počítačová tomografia využíva röntgenové lúče na vytváranie priečnych rezov objektom a následne umožňuje 3D rekonštrukciu, čo je užitočné v oblastiach ako je strojárstvo, materiálový výskum alebo kontrola kvality.

Ako príklad testovania merania sa používa dutý valec vyrobený z nehrdzavejúcej ocele (X<sub>20</sub>Cr<sub>13</sub>). Vďaka rotačnej symetrii a jednoduchosti tohto objektu je možné vplyvy na tvorbu obrazu študovať systematickejšie a lepšie, ako keby sa použili zložité tvarované objekty. Na penetráciu sa musí použiť relatívne vysoká energia fotónov, kde sa očakávajú interferencie, najmä zosilnenia lúča a rozptylu žiarenia na kvalitu obrazu CT. Fotografia objektu, jeho menovité rozmery a vnútorné a vonkajšie geometrické znaky AMP, BMP, CMP, DMP sú znázornené na Obr. 1-5 (a) a (b). Úlohy merania pozostávajú z určenia priemerov a koaxility vnútorných a vonkajších valcov v 12 polohách. V každej výške sa meria vnútorný a vonkajší priemer objektu pomocou valca

kompenzačného prvku pozostávajúceho z troch kruhov v celkovej výške 0,6 mm. Obr. 1-5 (c) znázorňuje polohy merania.





Obr. 1-5 Práklad merania dutého valca

Presnosť merania je ovplyvnená:

- 1. Presnosť 2D röntgenových projekcií je ovplyvnená veľkosťou pixelov detektora, zväčšením, ostrosťou, kontrastom a artefaktmi v meraní (stvrdnutie röntgenových lúčov, rozptylom, ...).
- Presnosť rekonštrukcie 2D projekcií do 3D mračna bodov je ovplyvnená presnosťou rekonštrukčného algoritmu, veľkosťou voxelu (jeho veľkosť závisí od operátora), presnosťou určenia osi rotácie, artefaktmi, presnosťou určenia povrchu.
- 3. Chyby sa zavedú v prípade merania rozmerov, defektoskopii a podobne na rekonštruovanom mračne bodov v závislosti od polohy vyhodnocovaného rozmeru, počtu použitých bodov pri vyhodnocovaní, súradného systému a pod.

Vzhľadom na to, že tretí bod je len dôsledkom prvých dvoch bodov, ďalší popis sa bude prevažne venovať presnosti 2D projekcií a ich rekonštrukcii do 3D objektu (mračna bodov). V niektorých prípadoch nie je možné izolovať jednotlivé vplyvy iba pre jednu z troch úrovní. Existujú postupy na kalibráciu veľkosti 2D pixelov pomocou referenčných objektov (napr. kalibrovaná mriežka) pričom sa vychádza z fyzickej veľkosti pixelov detektora a zväčšenia. Obdobne je možné kalibrovať veľkosť 3D pixelov (voxelov) pomocou 3D referenčného objektu, pričom to závisí od veľkosti pixelov obrazu, rekonštrukčného algoritmu, zlúčenia pixelov a podobne.

Vo väčšine prípadov sa kalibrácia dĺžok vykonáva globálne, pomocou procedúry sa identifikuje globálny 3D faktor mierky porovnaním dĺžok získaných z rekonštruovaných údajov (mračna bodov) nasnímaného objektu s dĺžkami nominálnymi. Rozdiely by, mali byť medzi mierkou v rovine "XY" a mierkou v osi "Y". Obidve mierky sú ovplyvnené inými zdrojmi neistôt (rekonštrukčný algoritmus a artefakty, presnosť rotačného stolíka v rovine "XY" a posunom v osi "Z".

Presnosť 2D obrazu je ovplyvnená okrem iného aj (Obr. 1-6):

- materiálom terčíka,
- veľkosťou bodu röntgenového žiarenia,
- energiou fotónov (napätím na zdroji),
- rýchlosťou nosičov (prúdom na zdroji),
- expozičným časom,
- počtom priemerovaných snímok pre dané natočenie,
- rýchlosťou otáčania snímaného objektu a časmi pri krokovom snímaní,

- filtrom RTG žiarenia (materiál a hrúbka),
- teplotou,
- geometrickou kalibráciou detektora,
- rozlíšením detektora (veľkosť pixelov),
- opakovateľnosťou pre pixel detektora,
- ziskom detektora (gain), citlivosťou, atď.,
- zväčšením,
- algoritmom pre redukciu stvrdnutia röntgenového zväzku a šumu,
- materiálom snímaného objektu (zoslabenie a rozptyl) alebo kombináciou materiálov.

Presnosť 3D rekonštrukcie objektu je ovplyvnená okrem iného aj (Obr. 1-6):

- presnosťou a opakovateľnosťou kinematiky CT zariadenia,
- identifikáciou osi rotácie,
- voľbou veľkosti voxelu,
- počtom získaných projekcií,
- metódou kalibrácie voxelu a dĺžok,
- rekonštrukčným algoritmom,
- algoritmom pre redukciu stvrdnutia röntgenového zväzku a šumu,
- algoritmom pre určenie povrchu a jeho nastaveniami,
- materiálom snímaného objektu (zoslabenie a rozptyl) alebo kombináciou materiálov

Zdroj röntgenového žiarenia	Rotačný stôl a obrobok	Detektor
<ul> <li>Veľkosť bodu zdroja</li> <li>Napätie</li> <li>Prúd</li> <li>Typ terča</li> <li>Materiál terča</li> <li>Röntgenové spektrum</li> <li>Filter</li> <li>Stabilita bodu zdroja</li> </ul>	<ul> <li>Rotačný stôl Geometrické chyby mechanických osí Počet krokov otáčania</li> <li>Obrobok Materiálové zloženie Geometria Vlastnosti Drsnosť</li> </ul>	<ul> <li>Typ</li> <li>Veľkosť pixelov</li> <li>Doba expozície</li> <li>Citlivosť závislá od energie</li> <li>Pomer signálu k šumu</li> <li>Dynamika</li> <li>Predspracovanie signálu detektora</li> <li>Filter</li> </ul>

## FAKTORY

Obr. 1-6 Faktory ovplyvňujúce meranie

# 1.3 Presnosť, verifikácia, korekcia a kvalifikácia

Počítačová tomografia je nenahraditeľnou zobrazovacou technikou v rôznych odvetviach vrátane medicíny, priemyslu a vedeckého výskumu. Aby bolo možné zabezpečiť, že CT systémy poskytujú spoľahlivé a presné informácie, je nevyhnutné pravidelne overovať ich presnosť a kvalitu pomocou referenčných objektov a špecifických metodík.

Presnosť CT zariadení hrá kľúčovú úlohu pri interpretácii výsledkov a ich následnom využití v klinickej praxi, priemyselnom kontrolovaní kvality alebo vo vedeckom výskume. Nezávisle od konkrétneho odvetvia, chybné zobrazenie môže viesť k nesprávnym diagnózam, chybným

#### KAPITOLA 2: POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V TECHNICKEJ PRAXI

analýzam výrobkom alebo nesprávnym vedeckým záverom. Preto je nevyhnutné pravidelne kalibrovať zariadenie a overovať jeho presnosť. Referenčné objekty sú špeciálne navrhnuté a presne charakterizované objekty, ktoré slúžia na overenie a kalibráciu zobrazovacích systémov. V prípade CT sa tieto objekty používajú na testovanie rôznych aspektov systému vrátane rozlíšenia, geometrickej presnosti, hustotnej kalibrácie a ďalších parametrov. Okrem použitia referenčných objektov sú k dispozícii aj špecifické postupy na posúdenie presnosti a výkonnosti CT systémov. Tieto postupy sú štandardizované a slúžia na zabezpečenie konzistentnosti výsledkov.

Pri kalibrácii sa používajú nasledujúce štandardizované postupy:

- Kalibrácia geometrie: Geometrická kalibrácia CT systému zahŕňa overenie presnosti zobrazenia tvarov a rozmerov. Používajú sa geometrické fantómy, ktoré sú nasnímané a výsledné obrazy sa porovnávajú s ich skutočnými rozmermi. Ak je zistený odchýlky, vykoná sa korekcia systému.
- Denzitometrická kalibrácia: Použitím denzitometrických fantómov sa testuje presnosť zobrazovania rôznych materiálových hustôt. Výstupy sú porovnávané s referenčnými hodnotami a prípadné nezrovnalosti sú korigované.
- Analýza obrazu: Pri tejto metóde sa hodnotí kvalita výstupných obrazov, vrátane kontrastu, rozlíšenia a šumu. Testovacie obrazy sa porovnávajú s referenčnými a na základe toho sa upravujú parametre systému.

Metódy merania presnosti:

- Opakovateľnosť a reprodukovateľnosť: Tento test sa vykonáva tak, že sa rovnaký fantóm naskenuje opakovane v krátkom časovom intervale, pričom sa analyzujú rozdiely medzi jednotlivými skenmi. Cieľom je overiť, že CT systém je schopný poskytovať konzistentné výsledky.
- Meranie hrúbky rezu (slice thickness measurement): Pomocou fantómov špeciálne navrhnutých na meranie hrúbky rezu sa overuje, či systém poskytuje správne informácie o hrúbke jednotlivých vrstiev pri 3D rekonštrukcii obrazu.
- Časová stabilita: Testy sa vykonávajú v rôznych časových obdobiach na posúdenie,
   či systém udržiava svoju presnosť v dlhodobom horizonte.

ISO 10360 vyžaduje samostatné overenie presnosti systému pre meranie rozmeru ( $MPE_E$  – maximum permissible length error) a snímania ( $MPE_P$  – maximum permissible error of the probe). Chyba merania rozmeru  $E_L$  je založená na dvojbodovom meraní vykonanom na kalibrovanej koncovej mierke alebo stupňovej mierke ( $L_a$ ), ktorá je následne porovnaná so známym kalibrovaným rozmerom ( $L_r$ )

$$E_L = L_a - L_r. \tag{1}$$

 $MPE_E$  je definovaná ako obálka, ktorá zahŕňa všetky hodnoty  $E_L$ . Štandardy vyžadujú meranie vzdialenosti  $E_L$  pre päť nezávislých dĺžok na siedmych nezávislých pozíciách v smere troch karteziánskych súradných osí a pozdĺž štyroch hlavných diagonál súradnicového meracieho stroja. Každá dĺžka sa meria trikrát. Stanovené hodnoty sa porovnávajú s kalibračnými hodnotami, pričom odchýlka nesmie prekročiť špecifikáciu. Tá je väčšinou závislá od dĺžky a je uvádzaná v tvare

$$MPE_E = A + L/K, (2)$$

kde *L* označuje meraný rozmer/dĺžku v [mm], *A* je kladná konštanta v [μm] udávaná výrobcom a *K* je bezrozmerná kladná konštanta udávaná výrobcom.

Chyba snímania je definovaná na základe konečného počtu meraní na verifikačnej guli (kalibračný normál). Je vyžadovaných 25 meraní z ktorých je vypočítaná takzvaná Gaussova vyrovnávacia guľôčka. Odchýlka je daná ako rozdiel medzi nameranými hodnotami  $(D_a)$  a kalibrovaným priemerom  $(D_r)$ .

$$P_{SL} = D_a - D_r. aga{3}$$

Rovnako sa zo získaných meraní stanovuje aj variační rozpätie P<sub>F</sub>

$$P_F = R_{max} - R_{min},\tag{4}$$

kde R<sub>max</sub> je maximálny a R<sub>min</sub> minimálny nameraný polomer.

Pri počítačovej tomografii nie je možné rozlíšiť systém na odmeriavanie vzdialenosti a snímania. Meranie nie je možné vykonať pozdĺž karteziánskych súradníc, ani pozdĺž diagonály týchto neexistujúcich osí. Samotnú vzdialenosť *L*<sub>a</sub> nie je možné vyhodnotiť z dvoch bodov, ale stanovuje sa ako vzdialenosť dvoch rovín koncovej mierky, pričom každá rovina je zostavená z viacerých bodov a je daná aktuálnym stanovením povrchu. Pri CT je vyhodnotenie bodov a vzdialeností prepojené, a nie je ich možné vzájomne oddeliť a samotné meranie prebieha tak, že na neho nie je možné aplikovať ISO 13060. Okrem postupov a noriem pre CT v oblasti presnosti je potrebné vypracovať postupy aj pre identifikáciu chýb jednotlivých komponentov. V súčasnosti ako jediné štandardy pre počítačovú tomografiu slúžia nemecké VDI/VDE 2630 (alebo VDI/VDE 2617). Pre kontrolu presnosti CT zariadení sa používajú rôzne referenčné objekty (obr.).



Obr. 1-7 Vzory referenčných objektov pre CT.

Časť z týchto referenčných objektov je inšpirovaná štandardami používanými pri súradnicových meracích strojoch. Štandardy s referenčnými guľami (obr. b, h, i, k) sú vhodné na stanovenie vzdialenosti dvoch bodov a sú vhodné na kalibráciu mierok v jednotlivých rovinách/osiach. Merania pomocou nich nie sú ovplyvnené určením povrchu, stvrdnutím RTG zväzku alebo ofsetom povrchu. Naproti tomu nie sú vhodné na kalibráciu hodnoty tresholdu, nakoľko použité materiály (rubín, oceľ, oxid hlinitý, zirkón) sa výrazne líšia od štandardne snímaných materiálov (plasty, zliatiny hliníka, titán, oceľ). Problémom môže byť umiestnenie rubínových guľôčok na oceľovom drieku. Vhodnejšou alternatívou je použitie driekov z uhlíkových vlákien (obr. b , h ,k). Vyhodnocovanie vzdialeností na veľkej skupine guľôčok (obr. h) pri rôznych vzdialenostiach umožňuje overiť alebo posúdiť maximálnu dovolenú vzdialenosť pre meranie

dĺžky  $MPE_{E}$ . Hodnoty  $MPE_{E}$  sa v závislosti od výrobcu pohybujú v rozsahu 2+L/90 až 5+L/50, kde  $MPE_{E}$  je v [µm] a L v [mm].

Je však potrebné si uvedomiť, že táto hodnota je často prikrášlená (je získaná zo stredov jednotlivých guľôčok) nakoľko neobsahuje chybu ofsetu (treshold) ani mieru variability (vplyv priemerovania množstva bodov pre výpočet súradníc). Platí to pre všetky štandardy používajúce ako referencie valce alebo guľôčky. Presnosť je rádovo lepšia ako pri meraní dĺžky založenej na jednom bode (koncové mierky, stupňovité mierky)(obr. c, d, e, f). Normy VDI/VDE 2617-6.1 a 2617-6.2 pre využitie optických snímačov na súradnicových meracích strojoch, rovnako ako aj VDI/VDE 2630-1.3 (tiež VDI/VDE 2617-13) obsahujú postup pre korekciu údajov stredov guľôčok na zhodnotenie reálnej chyby merania v dvoch smeroch.

Platnička a kocka s kupolovitými priehlbinami (obr. g) navrhnutá Národným nemeckým inštitútom pre metrológiu (Physikalisch-Technische Bundesanstalt PTB) bola inšpirovaná prvkami používanými na kalibráciu 2D a 3D dotykových a optických systémov. Tieto zariadenia umožňujú mapovať 2D a 3D odchýlky a definovať faktor mierky pri CT. Platnička s mriežkou z priehlbín je vhodná na kalibráciu 2D panelov. Pri snímaní sa rotačný stolík otáča, pričom má vlastný súradný systém a teda tieto prvky nie sú vhodné pre mapovanie meraného objemu. Je ich však možné použiť na zisťovanie anizotropie v rámci snímaného objemu.

Artefakt v tvare odstupňovaného valca (obr. a), ktorý môže mať vo vnútri otvor s konštantným alebo odstupňovaným priemerom je vhodný na stanovenie parametrov snímania vzhľadom k použitému materiálu – miera absorpcie a hĺbka penetrácie. Analýzou odchýlok jednotlivých priemerov a tvaru je možné stanoviť maximálnu hrúbku materiálu pre snímanie. V prípade, že artefakt má vnútorný otvor, zodpovedá norme VDI/VDE 2630-1.3 pre vyhodnocovanie rozmerov, tvaru a priamosti.

Koncové mierky (obr. f) resp. odstupňované koncové mierky (obr. c) a hranoly (obr. c,d,e,f) je možné použiť pri meraní vzdialenosti protiľahlých stien. Pri snímaní a vyhodnocovaní je potrebné dať pozor na vznik stvrdnutia zväzku a súdkovitosti, ktoré deformujú povrch a vnášajú do vyhodnocovania výraznú nepresnosť. Vhodné je aby mali artefakty aj vnútorné otvory, ktoré umožňujú vyhodnocovať vnútorné rozmery a rozdeliť chyby na chyby mierky (kalibrácia pixel/voxel a zväčšenie) a ofsetu (určenie povrchu).



V priemysle sa počítačová tomografia využíva hlavne na kontrolu kvality procesu výroby alebo pri vývoji nových výrobkov. Na rozdiel od ostatných meracích technológií poskytuje aj informácie o vnútorných chybách materiálu, čím umožňuje upraviť proces výroby napríklad pri vstrekovaných alebo odlievaných dieloch. Hlavným užívateľom je automobilový priemysel ale uplatnenie má aj v iných odvetviach priemyslu ako aj vo výskume.

# 2.1 Využitie CT v automobilovom priemysle

V technickej praxi ako je napríklad automobilový priemysel rastie dopyt po nedeštruktívnych 3D kontrolných metódach (Obr. 2-1, Obr. 2-2). Deštruktívne testovacie metódy sú však stále veľmi často používané pri kontrole častí karosérie automobilov. Ich nevýhodou sú vyššie náklady v dôsledku zničenia dielov a možné chyby vznikajúce výrobou vzoriek.



Obr. 2-1 Karoséria automobilu pripravená na kontrolu spojov za pomoci využitia CT tomografie

Tieto metódy poskytujú len obmedzené informácie, pretože leštené rezy sú dvojrozmerné. Okrem toho v niektorých prípadoch proces leštenia mení štruktúru spoja. Preto bola potrebná

#### KAPITOLA 3: POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V MEDICÍNSKEJ A VETERINÁRSKEJ PRAXI

nová metóda kontroly so schopnosťou poskytovať trojrozmerné informácie, ktorá má byť nedeštruktívna. To je potrebné najmä preto, že existuje tendencia zvyšovania namáhania materiálu v kombinácii s rastúcimi požiadavkami na bezpečnosť. Okrem toho je potrebné znížiť množstvo vyradených dielov z metód deštruktívnej kontroly.



Obr. 2-2 Časti karosérie určené na kontrolu: podzostavy až po kompletne zmontovanú karosériu

Výrobcovia automobilov majú používajú rôzne techniky spájania častí karosérie. Patrí sem zváranie MIG, laserové zváranie, nitovanie a lepenie. Techniky spájania sa aplikujú na diely rôznych veľkostí, geometrie a materiálu. Obr. 2-2 znázorňuje výber častí, ktoré sa majú kontrolovať, od podzostáv až po úplne zmontovanú karosériu vozidla.



Obr. 2-3 Spektrum častí, ktoré sa majú kontrolovať systémom CT

V tejto časti je uvedený výber výsledkov z veľkého rozsahu veľkostí dielov, materiálov a spájacích techník, aby sa demonštroval potenciál systému a jeho prínos pre kontrolu kvality. Na Obr. 2-3 je znázornené zhrnutie spektra častí. Mikrospínač sa naskenuje pomocou mikro 3D CT, pre oblasť dverí auta sa použije CT a karoséria sa spracuje robotom a naskenuje sa priečnym CT.



Obr. 2-4 Mikroröntgenoskopia konštrukčného lepeného spoja karosérie

Kontrola lepeného spoja karosérie je na Obr. 2-4. Rez lepeného spoja je na fotografii na ľavej strane. Porovnanie medzi mikroskopickou rádioskopiou a deštruktívnym testovaním je zobrazené

na pravej strane. Rozloženie lepidla je dobre viditeľné a dá sa vyhodnotiť kvalita spoja. Malé rozdiely sú spôsobené tým, že pri deštruktívnom testovaní sa odstráni časť lepidla.

Ak je lepený spoj zapustený do zložitejšej štruktúry, rádioskopia dostatočne neodhalí trojrozmernú štruktúru. Obr. 2-5 znázorňuje CT spoja preloženého švu. Dva virtuálne rezy odhaľujú dva materiály hliník a polymér v dvoch odtieňoch šedej. Dutiny môžu byť analyzované dvojrozmerne vo virtuálnych rezoch a trojrozmerne v 3D vizualizácii.



Obr. 2-5 CT lepeného spoja falcovaného švu

Ďalšou aplikáciou 3D CT sú laserové zvary hliníkových dielov. Na Obr. 2-6 je na ľavej strane znázornená 3D vizualizácia s virtuálnym rezom. Je viditeľná prasklina a dutina. Aj 2D výrez na pravej strane odhaľuje prasklinu a niekoľko dutín.



Obr. 2-6 CT laserového zvaru hliníka

Podzostavy sú zvyčajne príliš veľké na 3D CT skenovanie. CT oblasti záujmu, ako je opísané vyššie, sa aplikovalo na MIG zváraný hliníkový rám (Obr. 2-7). Na Obr. 2-8 je znázornená 3D vizualizácia a virtuálny rez zváraním (horný žltý kruh na Obr. 2-7).



Obr. 2-7 MIG zváraný hliníkový rám

Skenovanie odhalí penetráciu koreňa a dutinu. Bola vykonaná oblasť záujmu CT zvárania MIG medzi dvoma extrudovanými profilmi (dolný modrý kruh na Obr. 2-7). Výsledok je znázornený na Obr. 2-9. Malé póry sú viditeľné ako čierne škvrny, biele škvrny ukazujú inklúzie, o ktorých sa zistilo, že sú to oceľové častice.



Obr. 2-8 ROI CT zvárania MIG medzi odliatkom a extrudovaným profilom (žltý kruh)



Obr. 2-9 ROI CT zvárania MIG medzi dvoma extrudovanými profilmi (modrý kruh)

Veľké časti, ako je kompletne zmontovaná karoséria auta, spracováva robot a skenuje ich v priečnom režime CT. Príklad manipulácie s robotom je znázornený na Obr. 2-3. Obdĺžnik zobrazený na Obr. 2-10 označuje oblasť skenovania. Na Obr. 2-11 je 3D vizualizácia a virtuálny rez na pravej strane ukazuje rez zváraním bez defektov.



Obr. 2-10Karoséria vozidla pri priečnom CT meraní MIG zvárania



Obr. 2-11 Priečne CT zvárania MIG na karosérii auta

Vďaka pokroku vo výskume, súčasná laboratórna priemyselná počítačová tomografia (CT) dosahuje status efektívnej a ekonomicky životaschopnej in situ nedeštruktívnej metódy na skúmanie spojov a iných dielov, ktoré sa bežne používajú v automobilovom priemysle. 2D röntgenové alebo 3D CT systémy dokážu spoľahlivo posúdiť stav nitového spoja a súčiastky za každých okolností.

# 2.2 Štúdie využitia CT na Strojníckej fakulte

# 2.2.1 Analýza poškodenia pneumatík

V rámci možností hodnotenia poškodenia pneumatík sa vykonala analýza najčastejších druhov poškodení medzi ktoré patria:

- Povrchové poškodenie gumy pneumatiky
- Prieraz pneumatiky
- Rezné poškodenie pneumatiky v smere rotácie pneumatiky
- Rezné poškodenie pneumatiky v smere kolmom na rotáciu pneumatiky
- Pretrhnutie plášťa pneumatiky

Počas snímania bolo dôležité zvoliť správnu orientáciu snímanej časti pneumatiky. Pneumatika je majoritne tvorená gumou, tkaninou a obsahuje kovovú výstuž (oceľový nárazník) a vodiace lano. Vzhľadom na to, že pneumatika je vystužená oceľovými lankami je na CT údajoch predpokladaná prítomnosť rôznych artefaktov. Množstvo a úroveň vzniku artefaktov je závislé od množstva/hrúbky/koncentrácie výstuže, orientácie vzorky pri snímaní, použitých nastavení zariadenia, algoritmu spracovania údajov (filtrovanie) atď. Oceľ má oproti gume približne 6násobne vyššiu hustou, čo sa prejavuje vznikom artefaktov pri snímaní. Oceľová výstuž v oblasti

#### KAPITOLA 3: POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V MEDICÍNSKEJ A VETERINÁRSKEJ PRAXI

dezénu pneumatiky je tvorená samostatnými drôtmi ktoré spôsobujú rozmetanie röntgenového žiarenia a tak aj vznik artefaktov. Okrem toho sa v ich tesnej blízkosti vytvoria v materiály čierne oblasti spôsobené stratou informácií v danej oblasti. Ďalším artefaktom je vytvorenia tieňa po prechode žiarenia hustým materiálom. Príklad vplyvu je znázornený na Obr. 2-12.



Obr. 2-12Artefakty pri snímaní pneumatík

Výstupy z analýzy sú zobrazené na Obr. 2-13, na (A) je zobrazené povrchové poškodenie behúňa pneumatiky, (B) prieraz pneumatiky, (C) rezné poškodenie a na (D) roztrhnutá pneumatika.



Obr. 2-13Príklady poškodenia pneumatiky

## 2.2.2 Analýza 3D vyrobených keramických skafoldov

Štúdia bola zameraná na získanie mechanických vlastností aditívne vyrobených keramických vzoriek v statickom jednoosovom tlaku. Na získanie reálnych prierezov vzoriek a hodnotenia kvality výroby bola použitá počítačová tomografia. Pre jednotlivé typy vzoriek (rôzna veľkosť skafoldov a rôzne materiály) boli urobené rezové roviny pre plochu a trámce a v softvéri ImageJ boli vypočítaný prierezy pre mechanické skúšky. V rámci kvality výroby sa sledovali zaliate póry, chýbajúce trámce a ďalšie poškodenia. Na Obr. 2-14 sú znázornené nasledujúce chyby výroby:

- a. zaliate póry u vzorky s veľkosťou pórov 200 µm nevyplavenou fotosenzitívnou biokeramickou zmesou, ktorá nebola počas procesu následného spracovania po tlači,
- b. poškodená vnútorná štruktúra u vzorky veľkosťou pórov 200 µm,
- c. nižšia hrúbka vrstvy u vzorky veľkosťou pórov 200 µm,
- d. nedostatočne odstránená stavebná podpora u vzorky veľkosťou pórov 200 µm,
- e. chýbajúca vonkajšia štruktúra u vzorky veľkosťou pórov 400 µm,

- f. nečistota nachádzajúca sa vo vnútri póru u vzorky veľkosťou pórov 400 µm,
- g. zošikmená vrstva biokeramickej vzorky veľkosťou pórov 400 μm, jednotlivé vrstvy neboli pri tlači vodorovne vytlačené,
- h. chýbajúce časti vonkajšej štruktúry u vzorky veľkosťou pórov 600 µm,
- i. nesprávny tvar póru (nemajú štvorcový prierez) u vzorky veľkosťou pórov 600 µm,
- j. prasklina vo vonkajšej štruktúre u vzorky veľkosťou pórov 600 µm,
- k. menšia hrúbka vrstvy u vzorky veľkosťou pórov 600 µm.



Obr. 2-14Defekty vyrobených vzoriek

Pre sledovanie viability buniek boli vyrobené kubické vzorky ktoré boli následne farbené Lugolovým roztokom na identifikáciu prítomnosti buniek v CT zariadení. Na Obr. 2-15 sú zobrazené kolónie buniek detegované pomocou priemyselného CT.



Obr. 2-15Detekcia prítomnosti buniek

# 2.2.3 Analýza 3D tlačných vzoriek po mechanickej skúške

V rámci aditívne vyrobených vzoriek určených na mechanické skúšky, bola navrhnutá metodika hodnotenia kvality výroby pre vzorky s neodstráneným a odstráneným podporným materiálom. Vzorky boli vyrobené z materiálu ABS P400 s rozpustným podporným materiálom P400-SR. Boli skúmané rôzne spôsoby určenia povrchu pre vzorku s podporným materiálom za účelom segmentácie základného materiálu. Na Obr. 2-15 je zobrazená časť vzorky s podporným materiálom.



Obr. 2-16Vzorka s podporným materiálom

Získané skeny boli porovnané s CAD modelmi pre zistenia presnosti výroby a bola vypočítaná porozita vzoriek. Na Obr. 2-17 sú znázornené odchýlky voči CAD modelu z ktorého bola vyrobená vzorka. Je možné vidieť deformáciu povrchu smerom k jednému rohu (Obr. 2-17a) resp. "vydutý" povrch definovaný červenou farbou (Obr. 2-17b).



Obr. 2-17Rozloženie odchýlok voči CAD modelu

## 2.2.4 Analýza 3D tlačených skafoldov

Výskum sa zaoberal sledovaním a vyhodnotením degradácie vzoriek vyrobených aditívnou technológiou z materiálov kyselina polymliečna (PLA) a polyhydroxybutyrát (PHB) v pomere 85:15 s pridaním keramickej zložky v podobe 10% hydroxyapatit (HA) a 10% trikalciumfosfát (TCP) v rôznych roztokoch.



Obr. 2-18Porovnanie výroby poréznej a plnej vzorky

## PRIEMYSELNÁ POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V INTERDISCIPLINÁRNOM PRIESTORE

Časť štúdie sa zaoberala CT snímaním vyrobených vzoriek za účelom získania plochy pre mechanické skúšky v statickom tlaku a hodnotenia výroby (Obr. 2-18). Kontrola výroby bola zameraná na objem materiálu, polomer vzorky, infil vzorky (poréznosť), hrúbku vlákna (výšku vrstvy) a tvar vyrobenej vzorky (Obr. 2-19). Pri poréznych vzorkách sú viditeľné nedokonalosti v podobe zmeny hrúbky vlákna spôsobené rozmermi vzorky a častým prerušovaním výroby. Rovnako je viditeľný aj prepad stredu vzorky, ktorý s rastúcou výškou vzorky tiež rastie.



HRÚBKA VLÁKNA

TVORBA VRSTIEV

#### Obr. 2-19Meranie hrúbky vlákna a vrstvenia vzorky

## 2.2.5 Analýza poškodenia dopravníkových pásov

V spolupráci s Fakultou baníctva, ekológie, riadenia geotechnológií bola realizovaná séria štúdií zameraná na poškodenie dopravníkových pásov. Prvá štúdia sa zaoberala simulovaním poškodenia dopravníkového pásu dopadom predmetu s ostrou hranou. Časti poškodených vzoriek sa následne snímali na CT a hodnotila sa miera poškodenia v dôsledku prierazu. V prípade, že by sa podobný typ poškodenia vyskytol v reálnych prevádzkových podmienkach, je možné, na základe zisteného rozsahu poškodenia kostry dopravného pásu metódou extrakcie, predpokladať pokračovanie procesu postupnej degradácie dopravného pásu. Na Obr. 2-20 je zobrazené poškodenie a šírenie trhliny jednotlivými vrstvami dopravníkového pásu.



Obr. 2-20 Mechanizmus šírenia sa poškodenia

Druhá štúdia sa zaoberala tepelným poškodením dopravníkových pásov pri preprave materiálov s vysokou teplotou. Termické poškodenie dopravného pásu predstavuje nepriaznivú situáciu, kedy sa na povrchu dopravného pásu začínajú vytvárať porušenia celistvosti hornej a dolnej gumenej krycej vrstvy dopravného pásu.

Z degradovaného dopravníkového pásu sa odobrali vzorky z rôznych oblastí záujmu – od okraja pásu smerom k stredu, kde sa predpokladalo najväčšie termické poškodenie. Na Obr. 2-21sú zobrazené analyzované vzorky z rôznych oblastí, pričom najmenej degradovaná je z kraja (1) a najviac z najviac termicky zaťaženej oblasti pásu (3). Biele oblasti v prierezoch znázorňujú čiastočky dopravovaného materiálu prilepené na vrchnú gumenú vrstvu dopravníkového pásu

#### KAPITOLA 3: POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V MEDICÍNSKEJ A VETERINÁRSKEJ PRAXI



Obr. 2-21 Termická deformácia dopravníkového pásu od kraja (1) do stredu (3)

Tretia štúdia bola zameraná na testovanie vzoriek dopravníkových pásov v statickom ťahu počas snímania na počítačovom tomografe. V priebehu navrhovania experimentu bolo nutné ho rozdeliť na čiastkové úlohy zaoberajúce sa:

- 1. Návrhom zariadenia na mechanické skúšky vhodného do CT
- 2. Špecifikáciou vzoriek dopravníkových pásov
- 3. Analýzou získaných údajov

Obmedzujúcimi podmienkami bola hrúbka steny zariadenia zachytávajúca a rozptyľujúca RTG žiarenie, maximálny rozsah snímača obmedzujúci prierez vzorky a výška priestoru v CT zariadení obmedzujúca výšku vzorky resp. jej predĺženie.

Testovanie prebiehalo po krokoch, v prvom sa vyvodila požadovaná sila a vzorka sa nechala relaxovať (Obr. 2-22), v druhom prebehlo snímanie, následne sa zvýšila sila v ťahu a proces pokračoval do deštrukcie vzorky alebo po dosiahnutie maximálnej sily. Postupné oddeľovanie vrstiev je v priečnom reze zobrazené na Obr. 2-22 (1-4) a v pozdĺžnom smere na Obr. 2-22 (5-6).



Obr. 2-22

Testovanie vzoriek na ťah v CT

# 2.2.6 Analýzy hodnotenia presnosti výroby individuálnych implantátov

Štúdia sa zaoberala možnosťami hodnotenia kvality a presnosti aditívne vyrobených individuálnych implantátov pomocou počítačovej tomografie. V rámci štúdie sa hodnotila presnosť výroby formou odchýlok od CAD modelu na základe ktorého bol implantát vyrobený a prítomnosť abrazívneho materiálu použitého na povrchovú úpravu povrchu implantátu. Tieto čiastočky môžu po uvoľnení potenciálne pôsobiť ako rizikový faktor. Na Obr. 2-23 vľavo je znázornený rekonštruovaný povrch implantátu a jeho porovnanie s CAD modelom vo forme odchýlok. Na skene sú viditeľné výrazné hrany a plochy, ktoré sú spôsobené šumom vznikajúcim pri lome žiarenia alebo pri jeho prechode cez relatívne hustý materiál (titán). Na Obr. 2-23 vpravo

je zobrazená časť prierezu implantátom so štruktúrou pre lepšie prerastanie tkanivom. Oranžovou šípkou sú vyznačené hustejšie čiastočky cudzieho materiálu.



Obr. 2-23

KONTROLA CUDZIEHO MATERIÁLU

Hodnotenie presnosti výroby a prítomnosti cudzieho materiálu

POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V MEDICÍNSKEJ A VETERINÁRSKEJ PRAXI

Počítačová tomografia (CT) sa využíva aj v medicínskej a veterinárskej praxi. Pomocou röntgenového žiarenia a počítačového spracovania obrazu umožňuje zobraziť vnútorné štruktúry tela v priereze a celkový objem tela. Tento prístup poskytuje detailnejšie a presnejšie snímky ako tradičný röntgen, čo umožňuje lepšiu diagnostiku mnohých ochorení a poranení. CT snímanie sa používa v širokej škále oblastí biologického výskumu. Napríklad v histologickom výskume je CT efektívnym nástrojom na štúdium tvrdých tkanív, ako sú kosti, zuby a chitinózne štruktúry u bezstavovcov. Pri výskume srdcových ochorení sa CT využíva na zobrazovanie koronárnych artérií a kalcifikácií v artériách, čo je dôležitým ukazovateľom rizika infarktu. CT má široké uplatnenie pri identifikácii nádorov, infekcií, zápalových procesov, krvácaní, a dokonca aj pri plánovaní chirurgických zákrokov.

# 3.1 Princíp medicínskych CT zariadení

V medicínskej praxi sa začalo s používaním počítačových tomografov výrazne skôr ako v technickej, kde chýbala potrebná technická infraštruktúra v podobe vysoko presných komponentov a vysokého výpočtového výkonu. Kým prvé dve generácie medicínskych CT zariadení boli zamerané na vyšetrenie hlavy, tretia a štvrtá generácia sa už zamerala na celé telo pacienta. Piata generácia je zameraná iba na kardiologické vyšetrenia.

CT zariadenia používané v medicíne a veterinárskom lekárstve sa líšia konštrukčne od priemyselných tomografov. Dôvodom je čo najvyššia snímacia rýchlosť pri minimálnom zaťažení organizmu RTG žiarením. Pri priemyselných CT zariadeniach zvyčajne tieto požiadavky nehrajú prím. Z hľadiska použitého tvaru röntgenového žiarenia ich delíme na zariadenia s:

- Vejárovým lúčom (zväzkom) alebo fan beam computed tomography
- Kužeľovým lúčom (zväzkom) alebo cone beam computed tomography (CBCT)

Pri klasickom CT sa používa vejárový lúč a riadkový (niekoľkoriadkový) detektor, ktorého šírka je definovaná kolimátormi, čím sa síce zmenší snímaný objem ale eliminuje sa časť artefaktov vznikajúcich pri snímaní. Štvrtá generácia CT zariadení používa stacionárne detektory umiestnené do kruhu, rotujúci RTG žiarič a posuvné lôžko pacienta. Sníma sa tak po špirále (helix), čím sa urýchli celkový proces snímania.

## PRIEMYSELNÁ POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V INTERDISCIPLINÁRNOM PRIESTORE

Zariadenia typu CBCT používa kužeľový lúč a plošný detektor, čím sa výrazne zväčší plocha snímania, nevýhodou je väčšia miera artefaktov ako pri vejárovom lúči. Pacient sa v tomto prípade nepohybuje, dvojica žiarič-detektor rotuje okolo neho. Tieto zariadenia sa používajú prevažne v stomatológii.



Obr. 3-1 Porovnanie princípu funkcie CT a CBCT

V biomedicínskom výskume sa CT používa pri zobrazovaní vývoja rôznych ochorení na zvieracích modeloch, ako sú myši či potkany, kde umožňuje skúmať progresiu ochorení, ako je napríklad rakovina alebo degeneratívne ochorenia kostí a kĺbov.

Medzi hlavné výhody patrí:

- Neinvazívnosť: CT poskytuje detailný obraz bez toho, aby bolo nutné narušiť vzorku alebo tkanivo. To je dôležité najmä v prípadoch, kedy je vzorka vzácna alebo jej narušenie by mohlo zničiť podstatné informácie.
- Presnosť a rozlíšenie: Moderné mikroskopy CT umožňujú zobraziť vzorky na úrovni mikrometrov, čo je vhodné na detailnú analýzu buniek a mikroskopických štruktúr.
- 3D zobrazenie: CT poskytuje trojrozmerný obraz, ktorý umožňuje presnejšie vyhodnotenie štruktúr a patológií.
- Analýza hustoty: CT dokáže identifikovať rôzne tkanivá podľa hustoty, čo je užitočné napríklad pri detekcii rakovinových buniek, ktoré majú odlišnú hustotu oproti normálnemu tkanivu.

Napriek mnohým výhodám existujú aj určité obmedzenia pri snímaní biologických vzoriek pomocou CT:

- Vysoká dávka žiarenia: Aj keď sú moderné CT prístroje bezpečné, vysoká dávka žiarenia môže byť pri dlhodobom vystavení škodlivá.
- Nízke rozlíšenie pre mäkké tkanivá: CT tomografia je obmedzená v schopnosti presne rozlíšiť mäkké tkanivá, ktoré majú podobné hustoty.
- Nákladná technológia: CT prístroje sú finančne nákladné, čo môže obmedziť ich dostupnosť pre niektoré výskumné inštitúcie a laboratóriá.

Vďaka svojej všestrannosti je nezastupiteľná nielen v humánnej medicíne, ale aj vo veterinárskej medicíne, kde sa využíva najmä u väčších zvierat, ako sú psy, mačky, kone, ale aj exotické zvieratá. Počítačová tomografia je široko využívaná v diagnostike mnohých ochorení a stavov. Je mimoriadne užitočná pri:

- Diagnostike nádorov
- Traumatológii
- Neurológii
- Kardiológii
- Gastroenterológii a hepatológii

Vo veterinárskej medicíne má stále rastúci význam, najmä pre jej schopnosť poskytnúť detailný pohľad na vnútorné štruktúry zvierat, čo zlepšuje presnosť diagnostiky a tým aj kvalitu liečby. Niektoré z najčastejších využití CT v veterinárskej medicíne zahŕňajú:

- Ortopedické vyšetrenia CT je užitočné pri vyšetreniach zlomenín a deformít kostí u zvierat. Je presnejšie ako klasický röntgen pri hodnotení kostných abnormalít a umožňuje chirurgom lepšie plánovať operačné zákroky.
- Onkológia Rovnako ako v humánnej medicíne, CT umožňuje veterinárom identifikovať nádory u zvierat, určiť ich veľkosť, lokalizáciu a rozšírenie do ďalších častí tela.
- Neurologické vyšetrenia CT je často využívané na hodnotenie stavu mozgu a chrbtice u zvierat s neurologickými problémami, ako sú epileptické záchvaty, parézy, paralýza a poranenia chrbtice.
- Zobrazovanie mäkkých tkanív Vyšetrenie orgánov, ako sú pečeň, slezina, pankreas a plúca, je s CT presné a spoľahlivé. Veterinári ho používajú aj pri posudzovaní zápalových procesov alebo nádorov v brušnej a hrudnej dutine.

Zoslabenie röntgenového žiarenia sa prudko zvyšuje s atómovým číslom zložiek alebo veľkosťou vzorky a prudko klesá so zvyšujúcou sa energiou röntgenového žiarenia. Na základe toho, systémy s väčším objemom (mikroCT) pracujú pri energii okolo (90–225) keV.

Pri zobrazovaní vo vysokom rozlíšení je nutné mať na pamäti, že tok röntgenového žiarenia môže byť dostatočný na to, aby spôsobil lokálne zahrievanie. To má veľký význam pri snímaní živých a fixovaných biologických tkanív, pretože zvýšená dávka röntgenového žiarenia spojená s vysokým rozlíšením môže spôsobiť značné poškodenie mäkkých tkanív. Taktiež môže zmeniť mechanické vlastnosti tvrdých tkanív, ako je kosť.

Metódy, ktoré sa používajú na minimalizovanie poškodenia bunkovej štruktúry pri zobrazovaní s vysokým rozlíšením:

- Zvýšenie účinnosti detektora
- Zaliatie živicou
- Fixácia
- Sušenie
- Kryokonzervácia vzoriek prostredníctvom vitrifikácie
- Vysokotlakového zmrazenie

Pri snímaní biologických vzoriek je dôležité dosiahnutie kontrastu mäkkých tkanív. Ten sa zlepšuje so znížením röntgenovej energie, a preto je výber optimálnej energie rozhodujúci pre získanie dobrého pomeru signálu k šumu.

### Kontrast mäkkých tkanív

Dosiahnutie dobrého kontrastu je dôležité pre rozlíšenie a segmentáciu prvkov vo vzorke. Vzorky biologických vied prinášajú so sebou dva problémy pri CT zobrazovaní. Prvým problémom je malý alebo žiadny kontrast zoslabenia röntgenového žiarenia medzi mäkkými tkanivami . Druhý problém sa týka veľmi silne zoslabujúcich tvrdých materiálov (napr. implantáty alebo kalcifikované tkanivá) umiestnených v blízkosti slabo tlmiacich mäkkých tkanív. To môže viesť k pruhovým artefaktom, ktoré môžu zakryť pohľad na mäkké tkanivo.

Doposiaľ sa objavilo niekoľko techník na získanie dostatočného kontrastu medzi mäkkými tkanivami, vrátane fázovej kontrastnej tomografie (PCT), farbenia vzoriek pomocou ťažkých kovov, označovania buniek nanočasticami, mäkkého röntgenového zobrazovania "vodného okna" a CT s dvojitou energiou.

#### Fázová kontrastná tomografia

Fázový kontrast vo všeobecnosti zvyšuje viditeľnosť rozhraní mäkkých tkanív, ako sú svaly, šľachy, tukové tkanivo a koža. Existuje niekoľko princípov na dosiahnutie fázového kontrastu. Sú založené na fázovej zmene generovanej indexom lomu, keď röntgenové lúče prechádzajú vzorkou.

Fázová kontrastná tomografia sa čoraz viac používa na 3D zobrazovanie mäkkých tkanív v širokej škále aplikácií vrátane nekalcifikovaných muskuloskeletálnych tkanív (ako sú chrupavky a šľachy), obehového systému a rastlín. PCT sa ukázalo ako obzvlášť užitočné pre fosílne vzorky, kde nie sú vhodné alternatívne prostriedky na zvýšenie kontrastu (ako je farbenie).

Snímanie biologických vzoriek pomocou počítačovej tomografie môžeme rozdeliť do troch kategórií - In vivo, Ex vivo, In vitro.

#### **In Vivo**

In vivo (lat. v rámci života ) je snímanie živých vzoriek. S in vivo mikro-CT prístrojmi, keďže zviera zostáva nažive, môžu byť vykonané longitudinálne štúdie na meranie:

- účinkov liekov,
- účinkov hormonálnej a inej liečby na nádory,
- rast a kvalita kostí,
- telesná hmotnosť,
- ďalšie aplikácie na rovnakú tému.

#### **Ex vivo**

Ex vivo sa doslovne prekladá z latinčiny ako "zo živých". V týchto experimentoch sa tkanivá odoberajú priamo zo živého organizmu a okamžite sa študujú v laboratórnych podmienkach s minimálnymi zmenami prirodzených podmienok organizmu. Príkladom toho je použitie explantátov ľudskej kože pochádzajúcich z chirurgických zákrokov. Nástroje mikro-CT ex vivo zvyčajne zvládajú zostávajúce aplikácie, ktoré zahŕňajú štúdie koncových bodov špecifických oblastí zvieraťa, ktoré sa vyrezali (pľúca, kosť, nádory, implantáty, štepy atď.). Využívajú sa na štúdie biomateriálov, implantátov u veľkých zvierat, materiálové štúdie, štúdie kompresie a ďalšie. Mikro-CT prístroje ex vivo umožňujú vyššie priestorové rozlíšenie, dlhšie časy skenovania (keďže dávka do vzorky nie je dôležitá), lepší pomer signálu k šumu, a teda aj lepšie obrázky. Systémy ex vivo sa zvyčajne používajú na väčšinu aplikácií mimo živých zvierat.

#### **In Vitro**

In vitro sa doslovne prekladá z latinčiny ako "v skle". Tieto metódy zahŕňajú experimentovanie s bunkami mimo živého organizmu . Pôvodný odkaz na sklo je celkom doslovný, pretože experimenty in vitro sa historicky uskutočňovali v Petriho miskách alebo skúmavkách vyrobených zo skla. In vitro kultivované bunky sú purifikované a izolované z ich prirodzeného biologického prostredia.

# 3.2 Príprava vzoriek

U biologických vzoriek je príprava vzoriek náročnejšia. Vzhľadom na rotáciu vzoriek počas snímania priemyselným CT skenerom je najdôležitejším faktorom zabrániť pohybu vzorky počas skenovania. Upevnenie vzorky zahŕňa použitie materiálov s nízkou hustotou (napr. kartónových rúrok, plastových fliaš alebo sklenených tyčiniek), ktoré držia vzorku na mieste na rotačnom stolíku. Napríklad, ak vzorka nie je správne zaistená vo svojom držiaku, pohyb vzorky nevyhnutne spôsobí rozmazaný 3D obraz, ktorý nemusí byť vhodný na analýzu. Jedným zo spôsobov je, keď sa vzorka upevní na malú sklenenú tyčinku a pripevní sa obojstrannou páskou alebo lepidlom, alebo sa môže umiestniť do malej kocky peny, vybavenej malou dutinou alebo štrbinou a pripevniť k sklenenej tyčinke. Podobne dehydratácia konzervovanej alebo mokrej vzorky môže spôsobiť zmrštenie a môže viesť k rozmazaniu obrazu, čo je dôležité najmä pri dlhších časoch skenovania. Na prekonanie týchto problémov možno použiť rôzne prístupy, pričom najvhodnejšie je vysušiť vzorku pred skenovaním. Keďže je však táto technika dosť invazívna, nie je vhodná pre cenné alebo jemné vzorky a je potrebné sa jej vyhnúť, pokiaľ vzorky nie sú opätovne použité. Vhodnejšou metódou je zabalenie vzoriek do vlhkej handričky (tj. namočené vo vode, etanole, formalíne, alebo izopropanole) alebo plastovej fólie, čím sa vzorka počas skenovania udržiava vlhká. Ďalšou možnosťou je skenovanie vzoriek vo vnútri skúmaviek naplnených kvapalinou. Je však potrebné dbať na to, aby vzorka nebola držaná na mieste okrajmi nádoby, pretože tieto okraje nebudú oddeliteľné od vzorky počas krokov spracovania obrazu. Je potrebné poznamenať, že niektoré vzorky sú príliš malé alebo chúlostivé na to, aby sa dali vybrať. V týchto prípadoch by sa malo zvážiť farbenie, aby sa zvýšil kontrast vzorky v porovnaní s kontrastom okolitého média. Počas skenovania sa odporúča, aby boli vzorky naložené pod miernym uhlom, aby sa zabezpečilo, že paralelné povrchy k röntgenovému lúču sú minimalizované. Je to preto, že rovnobežné povrchy nie sú správne preniknuté röntgenovým lúčom a môžu viesť k obrazovým artefaktom a nedostatku detailov v súbore údajov, najmä v rovine plochého povrchu rovnobežného s lúčom.

#### Farbenie ťažkými kovmi

Pri CT zobrazení mäkkých tkanív sa môže použiť na zlepšenie kontrastu farbenie ťažkými kovmi. Farbenie vzorky kontrastným činidlom z ťažkých kovov využíva prednostné vychytávanie farbiva v tkanivách. Kontrastné činidlo spôsobí útlm vo výslednom CT obraze. Tkanivá, v ktorých sa činidlo vychytá, výrazne zoslabnú.

Farbenie je zavedené v histológii, fluorescenčnej a elektrónovej mikroskopii. V počítačovej tomografií je farbenie vzoriek ťažkými kovmi ešte vo vývoji. Doposiaľ bolo opísaných len niekoľko farbív. Vytvorené boli na základe tých, ktoré sa používajú na elektrónovú mikroskopiu, vzhľadom na to, že je tiež citlivá na ťažké prvky. Preto sa najčastejšie používajú jód, volfrám a molybdén a osmium

Na Obr. 3-2 je zobrazené použitie jódu na farbenie biologických preparátov.



Obr. 3-2 Príklady farbenia jódom Vľavo – Farbenie jódom, vpravo - Farbenie jódom, celé zviera, B- Farbenie kyselinou fosfowolfrámovou (PTA), celé zviera, C- Farbenie jódom, výrez v strede tela, D- Farbenie PTA, výrez v strede tela

### Značenie zlatými nanočasticami

Značenie zlatými nanočasticami (~ 5 až 200 nm v priemere) je novou technikou označovania živých buniek. Táto technika sa používa na sledovanie terapeutických buniek po ich zavedení in vivo. Umožňuje zistiť, či tieto bunky migrujú do cieľového miesta v tele a či na ňom naďalej zostávajú. Na Obr. 3-3 je 3D segmentovaný obrázok zobrazujúci zhluky buniek označených zlatými nanočasticami v myši (bunky sú žlté , zakrúžkované červenou bodkovanou čiarou).



Obr. 3-3 Značenie zlatými nanočasticami

## Dehydratácia a odplynenie tkanív

Tkanivo sa dehydratuje niekoľkými vopred odplynenými etanolovými kúpeľmi. Prechod na 70 % etanol musí byť postupný, aby sa zabránilo zmršťovaniu. Odplynenie vzorky ma veľký význam pri ďalšom spracovaní vzoriek, pretože zabraňuje tvorbe bublín. Prítomnosť bublín vo vzore môže zapríčiniť značné artefakty. A pohyb bublín počas skenovania často robí skeny nepoužiteľnými (Obr. 3-4)

### KAPITOLA 3: POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V MEDICÍNSKEJ A VETERINÁRSKEJ PRAXI



Obr. 3-4 Príklad bublinových artefaktov.

#### Fixácia tkanív

Je to proces, ktorým sa biologické vzorky, ako sú tkanivové biopsie, celé orgány, celé organizmy alebo jednotlivé bunky, stabilizujú a zabráni sa ich degradácii a rozkladu. V praxi sa používajú nasledujúce typy fixácie:

- Aldehydová fixácia fixácia tkaniva prostredníctvom zosieťovania proteínov (obr.)
- Fixácia formaldehydom
- Fixácia glutaraldehydom
- Fixácia tkaniva prostredníctvom koagulácie proteínov
- Fixácia tkaniva prostredníctvom kombinovaných prostriedkov
- Zalievanie

Na Obr. 3-5 je znázornený proces fixácie metódou zalievania vzoriek.



Obr. 3-5 Zalievanie vzoriek

V Tab. 3-1je uvedený prehľad prípravy biologických vzoriek na snímanie v počítačovom tomografe.

Tab. 3-1	Príprava	biologických	vzoriek
----------	----------	--------------	---------

Príprava	Protokol	Úvahy o príprave
Sušenie	<ul> <li>Sušenie vzduchom</li> <li>Sušenie chemickými činidlami</li> <li>Sušenie kritickým bodom</li> <li>Sušenie mrazom</li> </ul>	Vzorky sú po sušení veľmi jemné a následná fixácia nie je možná. Dlhé a tenké časti vzorky sú počas skenovania náchylné na pohyb. Príprava vzorky je kompatibilná s elektrónovou mikroskopiou.
Zmrazovanie	<ul> <li>Zmrazovanie</li> <li>Vitrifikácia</li> </ul>	Vyžaduje použitie kryo-stolíka počas CT zobrazenia zmrazených vzoriek. Vitrifikácia je typická pre mäkké nCT, pretože minimalizuje poškodenie
Chemická fixácia	<ul> <li>10 % NBF (Neutral buffered formalin)</li> <li>1 % glutaraldehyd v acetóne</li> <li>Kodanská zmes (pre rastliny: 70 % alkohol, 2 % glycerol, 28 % voda)</li> </ul>	Najčastejšie sa používa pred farbením ťažkými kovmi. Slúži na minimalizáciu zmrštenia vzorky. Snímanie sa môže vykonávať na vzduchu alebo v kvapaline (najčastejšie v etanole alebo destilovanej vode). Pri snímaní vzorky na vzduchu môže dôjsť k vyschýnaniu, preto sa odporúča uzavrieť vzorku do nádoby, kde je zásobník kvapaliny na udržanie vlhkosti. Taktiež sa odporúča imobilizácia vzorky, aby zabránilo pohybu, napr. obalením penou.
Zalievanie	<ul> <li>Živica</li> <li>Agárový gél</li> <li>Parafín</li> </ul>	Zalievanie účinne zabraňuje pohybu. Je vhodné aj pre vzorky s tenkými a dlhými časťami, ktoré by počas snímania mohli vibrovať a spôsobiť tak rozmazanie obrazu. Môže byť použité aj pri farbení vzoriek.
Natívne tkanivo	<ul> <li>Bez fixačného prostriedku, s použitím farbenia</li> <li>Bez fixačného prostriedku, bez použitia farbenia</li> </ul>	Používa sa na dosiahnutie dobrého kontrastu pri minimalizácií zmien mechanických vlastností tkaniva. V dôsledku absorpcie tekutiny je fixácia a farbenie nevhodné pre niektoré tkanivá (napr. Pri opuchu medzistavcovej platničky).

# 3.3 Problémy pri snímaní biologických vzoriek

Rozmanitosť dostupných možností a nastavení skenera pri nesprávnom použití môže súvisieť s rôznymi problémami s kvalitou obrazu a artefaktmi. Nasledujúce príklady poukazujú na niektoré z typických problémov.

Na sledujúce obrázky reprezentujú niektoré problémy vznikajúce pre snímaní biologických materiálov. Obr. 3-6A poukazuje na mikro-CT rezy chameleóna s kovovým štítkom zahrnutým do skenovaného objemu, čo vedie k pruhovaným artefaktom (vpravo dole na obrázku). Na Obr. 3-6B je snímka s príliš nízkym napätím, ktoré spôsobuje zmeny jasu okolo hustých objektov v obraze. Na Obr. 3-6C je snímka s príliš vysokým napätím, ktoré má za následok slabý kontrast medzi materiálmi.

Výsledná kvalita obrazu nie je ovplyvnená iba nastavením vstupných parametrov snímania ale aj algoritmom použitým na rekonštrukciu obrazu ako je znázornené na obr. Obr. 3-6D–F.
#### KAPITOLA 3: POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V MEDICÍNSKEJ A VETERINÁRSKEJ PRAXI



Obr. 3-6 Problémy pri snímaní biologických vzoriek

Obr. 3-6D má slabý kontrast, v tomto prípade v dôsledku nesprávneho nastavenia rekonštrukcie . Rovnaký efekt môže nastať, keď sa vzorka skenuje pomocou kovového otočného stola v skenovacom objeme.

Obr. 3-6E má dvojitý okraj v dôsledku nesprávneho nastavenia rekonštrukcie (tj korekcie posunu). Táto dvojitá hrana sa môže vyskytnúť aj vtedy, ak sa vzorka počas skenovania pohybuje, aj keď v menšej miere.

Obr. 3-6F znázorňuje mierne rozmazanie na okrajoch, ktoré je spôsobené vibráciami vzorky v dôsledku nepevného upevnenia vzorky a postupného otáčania, čo spôsobuje, že sa vzorka mierne pohybuje, viac na vrchu ako na spodku vzorky.



Rádiografia a ultrasonografia sú z organizačných, manažérskych a najmä ekonomických dôvodov najpoužívanejšie techniky vo veterinárskej a medicínskej klinickej praxi. V posledných desaťročiach sa však čoraz viac využíva počítačová tomografia (CT), magnetická rezonancia (MRI) a v menšej miere aj nukleárna medicína (MN).

Podstatným rozdielom medzi CT využívaným na diagnostiku zvierat je umiestnenie používané počas skenovania. Na diagnostiku hrudníka a brucha sa zvyčajne používa sternálne brušné pole s hrudníkovými a panvovými končatinami ťahanými dopredu a dozadu. Rovnaký ľah je použitý pre lebku, ale hrudníkové končatiny sú ťahané kaudálne pozdĺž hrudníka. Dorzálna poloha v ľahu sa používa na štúdium chrbtice, aby sa zabránilo pohybovým artefaktom v tomto anatomickom trakte. Niekedy môže byť pacient umiestnený v laterálnom (ľavom alebo pravom) ľahu, najmä u traumatizovaných zvierat. Iné konkrétne polohovanie bolo navrhnuté na štúdium chrbtice (polohové alebo dynamické CT), lakťových kĺbov a bedrových kĺbov (Obr. 4-1).



Obr. 4-1 Príklady polohovania psa pri snímaní

Analýza odborných článkov o využití počítačovej tomografie (CT) v medicínskej a veterinárskej praxi umožňuje zhodnotiť rôzne aplikácie tejto zobrazovacej technológie v rámci diagnostiky, plánovania liečby a sledovania zdravotného stavu pacientov. CT predstavuje technológiu založenú na röntgenovom žiarení, ktorá vytvára trojrozmerné obrazy vnútra tela. Tento prístup je čoraz častejšie využívaný nielen v humánnej medicíne, ale aj vo veterinárskej praxi. Táto

kapitola sa zameriava na analýzu najnovších odborných štúdií, ktoré dokumentujú výhody, obmedzenia a konkrétne aplikácie CT technológií v oboch týchto oblastiach.

## 4.1 Štúdia embryonálnej morfogenézy

Podľa experimentálnej štúdie, na ktorej sa podieľala katedra biomedicínskeho inžinierstva univerzity Cornell (New York) v roku 2010, sa mikropočítačová tomografia (mikro-CT) ukázala ako sľubná kvantitatívna zobrazovacia modalita pre embryonálnu morfogenézu.

V tejto štúdii predstavili jednoduchú metódu na získanie vysoko podrobných, kvantitatívnych 3D súborov údajov o kuracích embryách pomocou Micro-CT. Embryá medzi 4 a 12 dňom vývinu boli označené oxidom osmičelým (OT), ktorý odhalil veľmi podrobnú anatómiu mäkkých tkanív pri skenovaní s rozlíšením 25 µm.

Povrchová a vnútorná morfológia sa zobrazila a kvantifikovala v troch štádiách vývoja (4., 7. a 10. deň). Tieto boli vybrané, pretože zahŕňajú rozšírenie púčikov končatín na tvorbu prstov, diferenciáciu neurálnej trubice na špecifické mozgové dutiny a vývoj štvorkomorového srdca z pôvodne lineárnej trubice, to všetko sa vyskytuje počas tohto okna. Z každého súboru údajov sa vytvorili trojrozmerné objemy a vytvorili sa virtuálne čelné, sagitálne a priečne rezy.



Obr. 4-2 3D vykresľovanie povrchu a 2D digitálne rezy embryí kurčiat 4. deň vývinu Ľavé panely predstavujú 3D vykresľovanie izopovrchu. Stredné panely sú 2D rezy v (A1 – A4) sagitálnej, (B1 – B5) koronálnej a (C1 – C5) axiálnej rovine. Pravé panely porovnávajú kontrast signálu Micro-CT (D) s histológiou (E). Grafy pod obrázkami kontrastujú pozdĺž čiar D a E. 1 = predný mozog, 2 = výtokový trakt, 3 = komora, 4 = somity. Mierka (A, B a C) = 1 mm.

Výrazne väčšia anatomická zložitosť je vyvinutá v 7. deň, z ktorých veľká časť je vizualizovaná pomocou Micro-CT. Tradičné vonkajšie anatomické znaky ako oči, ohnuté krídla, čeľusť a zobák sú jasne rozlíšené. Samostatné predsiene a komory boli jasne vyznačené, teraz sú viditeľné chlopne (prítok a odtok) a septálne štruktúry. Vnútorné štruktúry boli identifikovateľné vo virtuálnych rezoch ako podľa hraníc tkaniva, ktoré vykazovali zvýšený lokálny kontrast, tak aj pomocou relatívneho kontrastu tkaniva. Patria sem pečeň, pupočná tepna, pažerák, priedušnica, púčiky pľúc, sklerotómy a miecha, žalúdok a početné arteriálne siete (cievy väčšie ako 100 µm v priemere).

Výsledky prezentované v tejto štúdii stanovujú základné informácie o objemovom raste pre kuracie embryá. Väčšina predchádzajúcich 3D zobrazovacích štúdií sa zameriava na optimalizáciu hladín tkanivového kontrastu, ale menej pozornosti sa venovalo kvantifikácii morfológie, pravdepodobne kvôli náročnej úlohe získavania, sledovania a konverzie 2D obrazu na 3D objemy.



Obr. 4-3 3D vykresľovanie povrchu a 2D digitálne rezy kuracích embryí 7. deň vývinu Ľavé panely predstavujú 3D vykresľovanie izopovrchu. Stredné panely sú 2D rezy v (A1 – A4) sagitálnej, (B1 – B4) koronálnej a (C1 – C4) axiálnej rovine. Pravé panely porovnávajú kontrast signálu Micro-CT (D) s histológiou (E). Grafy pod obrázkami kontrastujú pozdĺž čiar D a E. 1 = oko, 2 = komora, 3 = končatina, 4 = sklerotóm. Mierka (A, B a C) = 1 mm.

# 4.2 Testovanie kontrastných látok

Počas experimentálnej štúdie fakulty medicíny a biológie Severokaukazskej federálnej univerzity (Rusko) boli testované röntgenové kontrastné techniky na kuracích embryách v skorých obdobiach embryogenézy. Na kontrastné farbenie boli použité činidlá v rôznych koncentráciách: proteinát striebra, eozín, Lugolov roztok (I2KI), kyselina fosfomolybdénová a kyselina fosfowolfrámová pri zahrievaní na 25 °C a 40 °C a expozícii 24 a 48 hodín.



Obr. 4-4 Prierezové obrázky CE (embryonálne štádium HH25–HH27) s rôznym kontrastným farbením (A): žiadne zafarbenie, (B): 1 % proteinát striebra, (C): 1 % eozín, (D): 1% I2KI, (E): 5 % proteinát strieborný, (F): 5 % eozín, (G): 3 % I2KI, (H): 1 % PMA, (I): 1 % PTA. Horné štyri riadky sú profily rádiopacity: žiadne zreteľné píky (1\*), mozog (1), srdce (2), pečeň (3), sklerotóm alebo nervový kanál (4).Dolné štyri riadky sú 3D vykresľovanie izoplochy.

#### KAPITOLA 4: VYUŽITIE POČÍTAČOVEJ TOMOGRAFIE V MEDICÍNSKEJ A VETERINÁRSKEJ PRAXI

Farbenie proteinátom striebra (1 % a 5 %) spôsobilo vrstvu na vonkajších tkanivách kuracích embryí, čo zväčšovalo jeho prirodzenú veľkosť a skresľovalo obrysy. Okrem toho malo slabý diferenciálny kontrast.

Úrovne kontrastu kuracích embryí pri farbení 1 % l2 Kl, 5 % roztokmi strieborného proteinátu a eozínu neumožňuje zjavnú diferenciáciu orgánov a tkanív.

Farbenie 3 % I2KI a 1 % roztokmi PMA a PTA umožnilo dosiahnuť vysokú úroveň všeobecného kontrastu v embryonálnom štádiu (5 dní) a poskytlo viac histologicky interpretovaných údajov.



Obr. 4-5 Prierezové obrázky MicroCT

(A): žiadne zafarbenie , (B): 3 % l2Kl, (C): 1 % PMA, (D): 1 % PTA . Profily rádiopacity: žiadne špecifické vrcholy (1\*), mozog (1), srdce (2), pečeň (3), sklerotóm alebo nervový kanál (4). Histologický rez: mozog (1), srdce (2), pečeň (3), sklerotóm alebo nervový kanál (4).

Škyrny doba expozície, teplota										
איזאין, מטטמ פארטצוכופ, נפרוטנמ	Chick Embryo	Mozog	Srdce	Pečeň	Sklerotóm (neurálny kanál)					
I2KI (3 %), 24 h, 25 °C	1089,1 ± 50	1526,4 ± 75	3503,4 ± 129	6972,4 ± 264	2991,6 ± 140					
I2KI (3 %), 24 h, 40 °C	839 <mark>,6 ± 4</mark> 7	957,3 ± 43	3152,4 ± 166	6979,3 ± 348	3347,9 ± 273					
I2KI (3 %), 48 h, 25 °C	2845,1 ± 235	3307,6 ± 201	7228,8 ± 301	15 525,0 ± 699	8181,1 ± 465					
I2KI (3 %), 48 h, 40 °C	2483,8 ± 178	2084,4 ± 156	6570,1 ± 435	13 575,0 ± 621	7785,9 ± 289					
PMA (1 %), 24 hodín, 25 °C	384,9 ± 29	759,8 ± 56	1629,0 ± 91	3603,6 ± 188	1680,4 ± 110					
PMA (1 %), 24 hodín, 40 °C	635,1 ± 42	1349,2 ± 72	2120,9 ± 99	4565,9 ± 245	2080,9 ± 130					
PMA (1 %), 48 hodín, 25 °C	472,8 ± 29	810,5 ± 44	1825,1 ± 102	4138,9 ± 203	1907,0 ± 98					
PMA (1 %), 48 hodín, 40 °C	828,7 ± 37	1544,0 ± 128	2953,4 ± 144	5685,5 ± 276	2344,3 ± 175					
PTA (1 %), 24 hodín, 25 °C	1652,7 ± 95	1962,4 ± 108	3992,9 ± 264	8030,0 ± 301	4716,8 ± 234					
PTA (1 %), 24 hodín, 40 °C	2065,5 ± 116	2395,9 ± 148	5714,7 ± 176	11 255,0 ± 559	5744,5 ± 212					
PTA (1 %), 48 hodín, 25 °C	1790,0 ± 102	2258,2 ± 190	4026,8 ± 134	8611,1 ± 301	5653,6 ± 267					
PTA (1 %), 48 hodín, 40 °C	2362,3 ± 157	2626,2 ± 114	6185,8 ± 312	10 816,0 ± 489	5716,2 ± 229					

Röntgenová hustota, HU

Obr. 4-6 Röntgenová hustota rôznych štruktúr CE (embryonálne štádium HH25-HH27), n = 5.

Všetky získané údaje poukazujú na aplikáciu 1% PTA pri 40 °C počas 24 hodín ako ideálny a najefektívnejší spôsob farbenia kuracích embryí počas skorých štádií rastu. Ďalej túto stratégiu použili na farbenie embryí od 4 do 8 dní embryogenézy. Výsledkom toho bol vysoký stupeň viditeľnosti orgánov a tkanív.



Obr. 4-7 4 a 8 deň embryogenézy

Výsledky MicroCT umožnili charakterizovať vzhľad kuracích embryí v embryonálnych štádiách (2-14) deň vývinu, aby bolo možné vizualizovať umiestnenie, štruktúry orgánov embrya a vypočítať objem a hustotu röntgenového žiarenia.

# 4.3 Štúdie využitia CT na Strojníckej fakulte

## 4.3.1 Rekonštrukcia kostného aparátu kuracieho embrya

V nadväzností na štúdiu snímania kuracích embryí sme sa pokúsili vykonať rekonštrukciu kostného aparátu zo skenov zhotovených pomocou skenera Metrotom 1500 CT (Carl Zeiss, Oberkochen, Nemecko) na Technickej univerzite v Košiciach.

Počas skenovania boli nastavené nasledovné parametre:

#### Tab. 4-1 Parametre snímania

Parameter	Hodnota
Napätie[kV]	160
Prúd [μA]	450
Veľkosť objemu [mm]	76,1491 × 67,8725 × 34,9819
Veľkosť voxelu [µm]	82,67

#### 4.3.1.1 Spracovanie v softvéry RadiAnt

Snímaná vzorka kuracie embrya bola bez predošlého farbenia, v dôsledku čoho nebude možné rozlíšiť vnútorné orgány.

Zo získaných dát sme vytvorili DICOM súbor, ktorý sme importovali do softveru RadiAnt-Dicom Viewer (Obr. 4-8). Na rekonštrukciu sme použili projekciu maximálnej intenzity (MIP), ktorá pozostáva z premietania voxelu s najvyššou hodnotou útlmu pri každom zobrazení v celom objeme na 2D obraz.



Obr. 4-8 Lebka kuracieho embrya v transverzálnej rovine (vľavo) a embryo v sagitálnej rovine (vpravo)

Ide o pomerne jednoduchý algoritmus, kedy pre každú súradnicu XY je reprezentovaný iba pixel s najvyšším Hounsfieldovým číslom pozdĺž osi Z, takže v jednom dvojrozmernom obrázku sú pozorované všetky husté štruktúry v danom objeme. Napríklad je možné nájsť všetky hyperdenzné štruktúry v objeme. Táto metóda má tendenciu prednostne zobrazovať štruktúry vyplnené kosťou a kontrastným materiálom a iné štruktúry s nižším útlmom nie sú dobre vizualizované.

Následne sme použili projekciu minimálnej intenzity (MinIP). Je to metóda vizualizácie dát, ktorá umožňuje detekciu štruktúr s nízkou hustotou v danom objeme. Algoritmus využíva všetky údaje v sledovanom objeme na generovanie jedného dvojrozmerného obrazu. Pozostáva z premietnutia voxelu s najnižšou hodnotou útlmu pri každom zobrazení v celom objeme na 2D obraz.

Algoritmus MinIP je takmer identický s algoritmom MIP, ale v prípade MinIP je pre každú súradnicu XY znázornená len najnižšia Hounsfieldova hodnota pozdĺž osi Z. Takto sú zastúpené len najhypodenznejšie štruktúry objemu (Obr. 4-9).



Obr. 4-9 Porovnanie MinIP a MIP v sagitálnej rovine kuracie embrya

Oblasti vyznačené pomocou projekcie minimálnej intenzity naznačujú prítomnosť hypodenzných štruktúr ako sú mozog, srdce, pľúca a orgány brušnej dutiny.

Pri zobrazovaní vo vysokom rozlíšení je nutné mať na pamäti, že tok röntgenového žiarenia môže byť dostatočný na to, aby spôsobil lokálne zahrievanie. To sa preukázalo pri opakovanom snímaní vzorky. Keďže vzorka kuracieho embrya bola bez predošlej úpravy, v dôsledku opakovaného snímania došlo k čiastočnému vysušeniu vzorku (Obr. 4-10).



Obr. 4-10Porovnanie kuracieho embrya a embrya po čiastočnom vysušení

#### 4.3.1.2 Spracovanie v softvéry VGStudioMAX

Ďalšie spracovanie skenov sa uskutočnilo prostredníctvom softvéru VGStudioMAX. Prvý krok pozostával z natívneho zobrazenia kuracieho embrya. V druhom kroku sme aplikovali adaptívny gaussov filter, ktorý sken vyhladil. Následne zapnutím funkcie Opacity mapping sme dosiahli zvýraznenie niektorých rozdielov.

#### KAPITOLA 4: VYUŽITIE POČÍTAČOVEJ TOMOGRAFIE V MEDICÍNSKEJ A VETERINÁRSKEJ PRAXI



Obr. 4-11 Porovnanie pôvodných dát a po aplikácií Gaussovho filtra



Obr. 4-12Porovnanie pôvodných dát a po aplikácií Gaussovho

Aplikáciou Gaussovho filtra a zapnutím Opacity mapping sa nám podarilo zvýšiť kontrast natívneho zobrazenia. Predpokladáme, že na Obr. 4-11 je viditeľné srdce a na Obr. 4-12 sú zobrazené čreva kuracieho embrya. Posledným krokom bolo vygenerovanie 3D kostry kuracieho embrya, ktorá môže ďalej slúžiť na 3D tlač a edukačné účely.



Obr. 4-133D kostra kuracieho embrya

#### 4.3.2 Návrh prípravy a snímania konského kopyta

Na prípravu konského kopyta je zvolená príprava korózneho odlievanie ciev. Exartikulovaná končatina koňa sa podľa protokolu Marais (1989) najprv predpripraví kanylovaním stredných tepien a perfundovaním fyziologického roztoku (0,9 % NaCl) cez cievy. Proces sa vykonáva kým z zo žíl nevyteká číry perfuzát. Po skončení procesu nasleduje odlievanie ciev podľa postupu zverejneného De Sordi (2014). Odlievanie ciev konského kopyta sa dosiahlo vyplnením

#### PRIEMYSELNÁ POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V INTERDISCIPLINÁRNOM PRIESTORE

arteriálneho a venózneho systému červeno zafarbenou polyuretánovou penou. Hlavnou vlastnosťou polyuretánu je, že prechádza z penového stavu do tuhého stavu za 2 alebo 3 hodiny a zväčší až trojnásobok svojho objemu, čo umožňuje vyplnenie všetkých dutín. Jeho výhodou je, že je lacný, jednoduchý a nevyžaduje žiadne špeciálne vybavenie. Medzi nevýhody patrí, že nie je možné vykonať viacero injekcií do tej istej dutiny, pretože pena rýchlo tuhne, kvôli tomu je vhodné pripraviť si oveľa väčšie množstvo peny, ako je skutočne potrebné a vstreknúť ju v jednej dávke. Druhou nevýhodou je mierna krehkosť odliatku. Polyuretánová pena sa pripraví zriedením 66g polyuretánu a 16,5 ml acetónu. Pena sa plní najprv cez spoločnú palmárnu digitálnu artériu II a následne cez satelitnú žilu približne 30 - 40min. Po ukončení procesu odlievania sa vzorky skladujú pri 4 °C cez noc, dokým pena nestvrdne. Po stvrdnutí peny je pred korodovaním potrebné konské kopyto stiahnuť z kože. Po stiahnutí z kože sa tkanivá konského kopyta korodujú v približne 10 litroch 30 % roztoku kyseliny sírovej (H2SO4) v digestore. Podľa publikovanej tabuľky je čas potrebný na koróziu 25-35dní. Počas korodovania je potrebná výmena roztoku každých 5-7dní. Po skončení korózie sa odliatky opláchnu pod jemným prúdom vody, aby sa odstránilo nekrotické tkanivo. Po opláchnutí sa vzorka vysuší na vzduchu pri izbovej teplote. Následne je možné vzorku skenovať.



Obr. 4-14Cievny korózny odliatok vaskulárneho systému konského kopyta.

#### 4.3.3 Hodnotenie hrúbky skloviny predných rezákov bobra

Štúdia sa zaoberala porovnaním rezákov bobra vodného žijúceho na území Slovenska, Poľska a Ukrajiny. Výskum bol realizovaný v spolupráci s Univerzitou veterinárskeho lekárstva a farmácie v Košiciach. V rámci výskumu sa snímali lebky bobra aj s rezákmi a následne sa hodnotila priemerná hrúbka skloviny jednotlivých rezákov v sánke aj čeľusti.



Obr. 4-15CT rezákov a zubov bobra vodného

#### 4.3.4 Analýza prerastania kosti

V spolupráci s Univerzitou veterinárskeho lekárstva a farmácie v Košiciach sa robila experimentálna animálna štúdia na implantovaný skafold vyrobený z polyhydroxybutyrátu a chitosanu (PHB/CHIT). V rámci vyhodnotenia sa snímali odobraté časti stehnovej kosti z oviec na počítačovom tomografe a hodnotil sa vytvorený kostný defekt. Na Obr. 4-16 vľavo sú zobrazené vytvorené defekty v hlavici stehnovej kosti ovce, v strede je rekonštruovaná hlavica stehnovej kosti ovce a vpravo je vytvorená kostná štruktúra a vygenerovaný jej 3D povrch.



REZY DEFEKTMI

REKONŠTRUOVANÝ POVRCH

VYTVORENÁ ŠTRUKTÚRA

Obr. 4-16Analýza hojenia defektov na femure ovce



InVesalius (Center for Information Technology Renato Archer, Brazília) je medicínsky orientovaný softvér na segmentáciu údajov CT a MRI zariadení vo forme DICOM súborov. Je určený výhradne na nekomerčné a výskumné použitie. Pre spracovanie informácií bol použitý InVesalius 3.1.

## 5.1 Rozhranie a ovládanie softvéru

Základné rozhranie softvéru je znázornené na Obr. 5-1. **Grafické rozhranie** zobrazuje rezy v troch na seba kolmých smeroch (right-left, anterio-posterior, top-bottom) a v 3D. **Ovládací panel** je zodpovedný predovšetkým za vizualizáciu obrazu v oknách, ich nastavenie, jednoduché meranie a nastavenie segmentácie. Panel **Segmentácia** obsahuje jednotlivé kroky pre segmentovanie požadovanej štruktúry a jej export do stl súboru, panel **Vytvorené prvky** zobrazuje vytvorené masky / povrchy a namerané hodnoty a **Vizualizácia v 3D** umožňuje nastaviť zobrazenie generovaných štruktúr.

	2D	3D			
Posun	Stredné tlačidlo myši	Stredné tlačidlo myši			
Zväčšovanie/zmenšovanie	Pravé tlačidlo myši	Pravé tlačidlo myši			
Prechod medzi jednotlivými	Skrol – stredné tlačidlo myši	Skrol – stredné tlačidlo myši			
rezmi					
Rotovanie objektu	-	Ľavé tlačidlo myši			

Tab. 5-1 Ovládanie softvéru

Zobrazenie v Grafickom rozhraní sa dá ovládať pomocou Ovládania softvéru a pomocou tlačidiel myši. Pre všetky pohľady (aj 3D), pri ovládaní myšou sa posúvanie zobrazenia ovláda stlačením stredného tlačidla myši (Scrool), zväčšenie/zmenšenie pravým tlačidlom myši a jej ťahom po diagonále v príslušnom zobrazení, listovanie v jednotlivých rezoch cez skrolovanie pomocou stredného tlačidla (Tab. 5-1).

# 

Obr. 5-1 Popis základného rozhrania softvéru

Pri ovládaní cez *Ovládací panel* (Obr. 5-2) sa zväčšenie/zmenšie ovláda cez ikonky 8,9, rotácia v rezoch okolo osi rezu 10, posun rezu alebo 3D zobrazenia cez ikonku 11, listovanie v rezoch 15. Kontrast v rezoch sa nastavuje pomocou ikonky 12 a meranie cez 13, 14. Ikonka 16 slúži na zobrazenie polohy – vyhľadávacieho kríža. Všetky funkcie sa ovládajú pomocou ľavého tlačidla myši. Ikonka 6 slúži na schovanie bočného panela (segmentácia) a 7 na schovanie textu v jednotlivých rezových rovinách.



Obr. 5-2 Ovládanie Grafického rozhrania: A – Import, B – Kroky, C – Grafické rozhranie

Zmenu smerov/osí (right-left, anterio-posterior, top-bottom) je možné nastaviť v Menu – Tools – Image.

## 5.2 Import a správa projektov

Softvér umožňuje importovať súbory (Obr. 5-3) priamo vo formáte DICOM a súbory z ďalších CT, MRI softvérov – Analyse (\*.hdr), Neuroimaging Informatics Technology Initiative (\*.NifTI), NiBabel (\*.par/sec) a sety obrázkov vo formátoch \*.TIFF, \*.BMP., \*.JPEG a \*.PNG z mikroCT systémov.

V prípade importu obrazových setov je potrebné zvoliť smer skladania obrázkov a rozlíšenie obrazu v jednotlivých smeroch, nakoľko pri lekárskych CT a MRI zariadeniach nemá voxel rovnaké rozmery. V prípade zadania zlých parametrov bude obraz deformovaný resp. nebude mať korektné rozmery (Obr. 5-3).

#### PRIEMYSELNÁ POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V INTERDISCIPLINÁRNOM PRIESTORE

Create project from	bitmap	×	
Project name:	InVesalius Bitmap		Názov projektu
Slices orientation:	Axial		Priestorová os skladania
X: 1.0000000	▲ Y: 1.00000000 ▲ Z: 1.00000000	•	Rozlíšenie v jednotlivých smeroch
	Cancel OK		

Obr. 5-3 Import obrazových setov

Týmto spôsobom je možné načítať aj údaje z priemyselných mikroCT zariadení. Korektnú rekonštrukciu je možné urobiť iba na setoch v osiach *X, Y, Z*, nie na setoch získaných rotáciou okolo nich. Obmedzením je, že softvér pracuje v tomto prípade iba s rozsahom 256 odtieňov sivej na rozdiel od plného rozsahu z mikroCT (Tab. 5-2).

Pre dataset z priemyselného CT s 16-bitým samplovaním obrazu platí:

 $2^{16} = 65536$  odtieňov sivej

Tab. 5-2 Rozsah importovaných dát

Typ importu	Rozsah
DICOM	-1000 až 3000 HU
Set obrázkov	256 odtieňov sivej

# 5.3 Úprava obrazu

Pre zvýraznenie vybraných štruktúr je vhodné nastaviť jas a kontrast pre **Grafické rozhranie**. Je to možné urobiť v **Ovládacom paneli** cez ikonku 12 a následne podržaním ľavého tlačidla myši ťahať v horizontálnom smere (jas) alebo vo vertikálnom smere (kontrast alebo kliknutím pravým tlačidlom myši v okne a následne vybrať nastavenie z kontextového menu Window with and level.



Obr. 5-4 Príklady nastavenia zobrazenia: A – pôvodné nastavenie, B – nastavenie na Kosť, C – pôvodné nastavenie a UCLA, D – nastavenie na Kosť a UCLA

Ďalšou možnosťou zvýraznenia štruktúr je použitie položky Pseudocolor alebo Projection type z kontextového menu (Obr. 5-4).

Na jednotlivých nastaveniach je viditeľný výrazný vplyv jasu, kontrastu a ďalších filtrov na výsledné zobrazenie. Na Obr. 5-5 je viditeľný rozdiel pri meraní hrúbky kosti pri pôvodnom nastavení a nastavení na Kosť, ktorá je cca 2 mm.



Obr. 5-5 Vplyv nastavenia jasu na meranie

## 5.4 Segmentácia

Softvér umožňuje vykonať segmentáciu príslušného tkaniva vo vybranej oblasti štyrmi rôznymi metódami:

- Treshold automatická segmentácia na základe housfieldových jednotiek pre dané tkanivo
- Manual segmentation ručný výber tkaniva v regióne resp. ručná úprava po metóde treshold
- Watershed na segmentáciu používa vyznačenie pozadia a materiálu požadovanej štruktúry
- *Region growing* na segmentáciu sa využíva výber časti štruktúry a následné jej rozšírenie podľa zvolených kritérií.

Po segmentácii je možné získanú masku upraviť pomocou:

- boolovej algebry odčítanie (difference), sčítanie (union), prienik (intersection) a spájanie s negáciou (Exclusive disjunction XOR)
- vyčistenia masky (*Mask cleaning*) odporúča sa pred Watershed
- vyplnenia otvorov/plochy (Fill holes) manuálne alebo automatické
- odstránenia nepotrebných častí (*Remove parts*) odstránenie časti, ktoré nie sú pripojené k požadovanému segmentu
- výberu regiónu (Select part) výber regiónu pre vytvorenie ďalšej masky
- orezania (Crop) výber špecifickej časti regiónu

#### 5.4.1 Treshold

Segmentácia pomocou funkcie treshold môže byť automatická pomocou zabudovaných makier pre základné hustoty tkanív ako sú kosť, tuk, koža a pod., alebo manuálna nastavením vlastného rozsahu hustôt. (Obr. 5-6)

#### PRIEMYSELNÁ POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V INTERDISCIPLINÁRNOM PRIESTORE



Obr. 5-6 Vytvorenie tresholdu

Príklad segmentácie je zobrazený na Obr. 5-7, kde na C je vlastné nastavenie so značným množstvom nepotrebných segmentov.



Obr. 5-7 Treshold: A – kortikálna kosť, B – spongiózna kosť, C – vlastné nastavenie

#### 5.4.2 Manual segmentation

Manuálna segmentácia je vhodná pre malé regióny alebo pre regióny, ktoré napríklad obsahujú značné množstvo defektov (artefakty pri kovoch, skatering, ...). Používa sa aj ako úprava po automatickej segmentáciu pomocou tresholdu.



Obr. 5-8 Rozhranie pre manuálnu segmentáciu

Možnosti segmentácie:

- Draw pridanie materiálu k už existujúcej maske
- Erase odobratie materiálu z už existujúcej masky
- Treshold pridanie materiálu pomocou nastavenia tresholdu (Obr. 5-8).

Možnosti *Draw* a *Erase*, **neberú do úvahy hranice** jednotlivých materiálov, preto je ich potrebné používať opatrne. Pri použití *Treshold* je potrebná nastaviť vhodné hranice pre materiál.



Obr. 5-9 Využitie funkcie Draw: A – pôvodná maska, B – upravená maska

## 5.4.3 Watershed

Pri *wateshed* segmentácii je potrebné označiť vo vybranom reze oblasť pozadia a oblasť materiálu. Na základe vybraných hustôt sa vypočíta treshold medzi zvolenými materiálmi. Táto metóda odpovedá tresholdu používaného v softvéroch VGStudio MAX alebo ZEISS Inspect X-ray. Nastavenie watershedu je na Obr. 5-10.



Obr. 5-10Nastavenie funkcie watershed

Príklad výberu je zobrazený na Obr. 5-11A a následná rekonštrukcia do 3D na Obr. 5-11B. Ako pozadie bola zvolená časť mozgu a ako materiál časť lebky.



Obr. 5-11Segmentácia pomocou watershed

Nastavenia watershade segmentácie sú na Obr. 5-12. Voľba metódy je závislá od segmentovaného objektu, napr. pre mozog je vhodnejšia metóda Watershed IFT (Image Forest Transform). Hodnota Gaussian sigma udáva mieru vyhladenia ešte pred segmentáciou za účelom odstránenia šumu. Vyššia hodnota znamená väčšie vyhladenie.

## PRIEMYSELNÁ POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V INTERDISCIPLINÁRNOM PRIESTORE

Watershed X Method Watershed OWatershed IFT	Voľba metódy watershed
Conectivity 2D • 4 • 8 3D • 6 • 18 • 26	Prepojenie voxelov v 2D a 3D
Gaussian sigma 3 🔹	Úroveň vyhladenia

Obr. 5-12Nastavenie watershed segmentácie

## Prepojenie voxelov v 2D a 3D má niekoľko úrovní a je zobrazené v Tab. 5-3.

Tab. 5-3 Prepojenie pixelov/voxelov v 2D a 3D

Hodnota	Popis	Schematické znázornenie
Prepojenie	e v 2D	
4	Pixely sú spojené ak sa ich hrany dotýkajú v horizontálnom alebo vertikálnom smere (4 hrany).	
8	Pixely sú spojené ak sa ich hrany alebo rohy dotýkajú v horizontálnom, vertikálnom alebo diagonálnom smere (4hrany, 4 rohy).	Image:
Prepojenie	e v 3D	
6	Pixely sú spojené ak sa ich plochy dotýkajú v predo-zadnom, vpravo-ľavom alebo hore-dolnom smere (6 plôch).	
18	Pixely sú spojené ak sa ich plochy alebo hrany dotýkajú (6 plôch, 12 hrán).	
26	Pixely sú spojené ak sa ich plochy, hrany alebo vrcholy dotýkajú (6 plôch, 12 hrán, 8 vrcholov).	

#### 5.4.4 Region growing

*Region growing* slúži na rozšírenie výberu (bodu s požadovanou hustotou) na jeden rez alebo na celý objem. Pri aplikovaní platia rovnaké pravidlá prepojenia pixelov/voxelov ako v prípade watershade segmentácie (Obr. 5-13).



Obr. 5-13 Parametre region growing segmentácie

Výber algoritmu *Dynamic / Treshold / Confidence* závisí od segmentovanej štruktúry. Segmentácia *Dynamic* využíva rozšírenie výberu na základe zvolenej hodnoty a k nej pripočíta/odpočíta nastavenú odchýlku. Algoritmus je vhodné použiť ak sa hodnota sivej mení v segmentovanom objeme iba veľmi málo. Algoritmus *Treshold* vybranú oblasť rozšíri v rámci uvedeného rozsahu HU hodnôt. Je to alternatíva ku klasickému tresholdu ale je možné takto segmentovať aj jeden resp. niekoľko málo rezov. Algoritmus *Confidence* používa na rozšírenie smerodajnú odchýlku a priemernú hodnotu pixelu vybraného používateľom s jeho okolím. Rozšírenie sa vykoná na základe vzťahu

 $\bar{x} \pm k.s_x$ 

kde *k* je hodnota multiplikátora (napr. pre normálne rozdelenie 2 (90%), 3 (95%)). Tento proces sa vykonáva podľa počtu iterácií. Jednotlivé možnosti sú zobrazené na Obr. 5-14

Method Dynamic ~	
Use WWWL Deviation Min: 25 • Max: 25 •	Nastavenie rozsahu výberu: X ± 25 jednotiek
Method Threshold ~	Nastavenie rozsahu výberu: rozšírenie v danom rozsahu HU
Method Confidence ~	
Use WWWL Multiplier 2.5 + Iterations 3 +	Multiplikátor Počet iterácií

Obr. 5-14 Nastavenie algoritmu rozšírenia

## 5.4.5 Masky

*Masky* vytvorené pomocou rôznych druhov segmentácií je možné upravovať podľa boolovej algebry:

- odčítanie (difference) odčítanie jednotlivých masiek
- sčítanie (union) sčítanie jednotlivých masiek
- prienik (intersection) prienik jednotlivých masiek
- spájanie s negáciou (Exclusive disjunction XOR)

Príklad použitia boolových operátorov je znázornený na Obr. 5-15.



Obr. 5-15Použitie boolových operátorov

## 5.5 Meranie rozmerov

Softvér umožňuje meranie priamych vzdialeností medzi dvomi bodmi a meranie uhla medzi štruktúrami v 2D (rezy) aj v 3D na vygenerovanom povrchu. Údaje o povrchu a objeme vygenerovaných štruktúr sú uvedené v panely *Vytvorené prvky – 3D surface*.



Obr. 5-16Príklady merania: A – vzdialenosť v 2D, uhol v 2D, vzdialenosť v 3D

#### 5.6 Generovanie povrchu a export

Povrch je možné vygenerovať ako náhľad v panely <u>Select region of interest – Create surface</u>, presnejšie vytvorenie povrchu je možné urobiť v bočnom panely <u>Create new 3D surface</u>. Po kliknutí na ikonku nového povrchu sa zobrazí menu s nastaveniami pre vytvorenie povrchu Obr. 5-17. Po výbere masky pre vytvorenie povrchu je možné nastaviť kvalitu v štyroch stupňoch Low / Medium / High / Optimal a zvoliť metódu vytvorenia povrchu. Funkcia N.step udáva počet opakovaní vyhladenia povrchu (smoothing).

	New surface				? ×	
	Surface creation optic	ons	Surface creation m	nethod		
Názov vytvoreného povrchu	New surface name:	Surface 4	Method: Defau	lt	~	Metóda vytvorenia povrchu
Vlaska pre vytvorenie povrchu	Mask of reference:	Mask 4 $$	Options			
Nastavenie kvality povrchu	Surface quality:	Optimal * 🗸	Angle:	0.7	* *	Metóda vytvorenia povrchu N.step - pre všetky možnost
Uzavretie otvorov v povrchu Ponechaj iba najväčší región	Fill holes	n	Max. distance:	3.00	A	
			Min. weight:	0.5	*	
			N. steps:		10 ‡	

Obr. 5-17Možnosti vytvorenia povrchu

Metóda vytvorenia povrchu:

- Default je povolená len vtedy, keď bola použitá segmentácia pomocou tresholdu bez akejkoľvek dodatočnej úpravy masky. Táto metóda nepoužíva obraz masky, ale nespracovaný obraz a vytvára hladší povrch.
- Binary vybraný región má logickú hodnotu 1, všetky ostatné oblasti 0. Neberie do úvahy prechod medzi vybraným regiónom a pozadím. Povrch sa vytvorí na základe bodov s hodnotou 1, výsledný povrch je teda kockatý a sú na ňom výrazné vrstvy.
- Context aware smoothing je postavený na základe algoritmu Binary ale pre elimináciu vrstvenia je možné nastaviť ďalšie parametere:
  - angle je ho možné nastaviť v rozmedzí 0 (0°) a 1 (90°). Ak je uhol medzi dvomi susednými trojuholníkmi väčší ako nastavený parameter, vykoná sa jeho vyhladenie
  - Maximálna vzdialenosť počas CT/MRI snímania vznikajú schodíky, ktorých výška je definovaná šírkou snímanej vrstvy. Pri vytváraní povrchového meshu je zvyčajne medzi vrchom vrstvy a bočnou stenou nasledujúcej vrstvy uhol 90°. Vyhladenie sa vykoná v závislosti na orientácii povrchu a od váhového kritéria závislého od vzdialenosti hrany schodíka od nasledujúcej plochy.
  - Minimálna hmotnosť parameter je v rozsahu od 0 (bez vyhladenia) do 1 (celkové vyhladenie).

Použitie jednotlivých metód vytvorenia povrchu je znázornené na Obr. 5-18.



DEFAULT

SMOOTHING Obr. 5-18Porovnanie vytvoreného povrchu

Zo softvéru je možné exportovať údaje vo forme rezových rovín vo vybranom smere alebo v 3D a povrchový mesh. Kvalita povrchového meshu je závislá od kvality vytvoreného povrchu.

#### Tab. 5-4 Súborové systémy pre export

Formát exportu	Prípona	Popis súborového formátu								
Open Inventor	.iv									
Polygon File Format	.ply	Široká softvérová podpora , podpora farieb,								
		priehľadnosti, normál povrchov,								
Renderman	.rib	Formát spoločnosti Pixar, podpora farieb								
Stereolithography (binárne)	.stl	Najčastejšie používaný formát,								
		komprimovaná štruktúra								
Stereolithography (ASCII)	.stl	Najčastejšie používaný formát,								
		nekomprimovaná štruktúra, väčšie,								
		prehľadnejšie ako binárny formát								
VRML	.vrml	Vhodný na publikovanie vo web prehliadači								
Wavefront	.obj	Široká softvérová podpora , podpora farieb								
VTK PolyData	.vtp	Xml štruktúra, podpora farieb								
X3D	.x3d	Nástupca .vrlm, schválené ISO a IEC								



**3D** slicer (komunitný softvér) je open source medicínsky orientovaný softvér na segmentáciu údajov CT a MRI zariadení vo forme dicom súborov. Softvér nemá obmedzenia na použitie, nie je však schválený FDA (U.S. Food and Drug Administration) a teda NIE je schválený na klinické použitie. Pomocou doplnkov je ho možné rozšíriť o ďalšie funkcie ako importovanie RAW data, segmentáciu špecifických štruktúr atď.. Pre vytvorenie základnej príručky bol použitý 3D slicer vo verzii 5.6.2.

## 6.1 Rozhranie a ovládanie softvéru

Základné rozhranie softvéru je znázornené na Obr. 6-1. Grafické rozhranie zobrazuje rezy v troch na seba kolmých smeroch (axial, sagital, coronal) a v 3D. Panel Menu obsahuje možnosti importu a uloženia dát a nastavenia softvéru. Najčastejšie používané funkcie sú uvedené v panely Nástroje, ten obsahuje aj submenu Moduly na prácu a kompletnú správu s dátami. Nastavenia jednotlivých modulov sa vykonávajú v Panely modulov. Informácie o polohe kurzora, hodnote sivej, snímaní a pod. sú uvedené v Panely informácií. Postupnosť jednotlivých vykonaných krokov je zobrazená v Stavovom riadku.

Po spustení sa načíta Welcome modul, ktorá obsahuje funkcie (Obr. 6-1):

- *Add data* načítanie datasetov vo forme obrázkov (nrrd, nii, ...), mesh modelov (ply, stl, ...) a ďalších informácií
- Add DICOM data načítanie DICOM datasetov z CT, MRI zariadení
- Install extension umožňuje nainštalovanie ďalších rozšírení pre správu a analýzu dát
- Download sample data stiahnutie vzorových súborov zo servra
- Customize Slicer nastavenie softvéru
- Explore Added data prehliadanie používaných údajov

#### PRIEMYSELNÁ POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V INTERDISCIPLINÁRNOM PRIESTORE

( 3D Slicer 5.6.2	Moduly			- Menu	- ð ×
Ele Edit View Help	ster 🔹 =, (3, (3), 1 🔚 📦 (	) 🗑 🚓 🛷   🏢   խ 👂 - 🙌   👦 🗛   + - + -   🔤 🐣		Nástro	oje
🕒 3D Slicer	Malcomo modul	S: 0.000mm	<b>;</b> :@□		
We	Sme weicome modul	Nastavenie rozhrania		S	
Add Data	Add DICOM Data				
E Install Extensions	🕑 Download Sample Data				
Customize Slicer	Explore Added Data				
* Feedback					
Share your stories with us on the Sicer for research.	um and let us know about how 3D Slicer has enabled your				
We are always interested in improving 3D Sicer, to tell us a Report a Bug.	about your problem or submit a bug report, open Help ->				
About					
Documentation & Tutorials					
Updates					
<ul> <li>Advnowledgment</li> </ul>		– Prehliadanie rezov			
					2 C. 0000mm
		└── Zväčšenie/zmenšenie okna	└─ Reset na	stavení	
- Panel modulov					
* Data Probe					
show Zoomed Sice	nel informácií				
L F				,− Gr	afické rozhranie
В					
•					8
Stavový riado	k				

#### Obr. 6-1 Rozhranie softvéru 3D Slicer

Ovládanie Grafického rozhrania je rovnaké ako v prípade softvéru InVesalius.

Rozhranie Nástroje (Obr. 6-2) obsahuje najčastejšie používané nástroje a ich popis je nižšie.

DATA	DCM	SAVE	Modules: 🔍	🚓 Sample Data		G,	O,	1	٩	٢	۹	nic Dic Dic	4			<b>P</b> -	$\mathcal{S}$	Ö	Ra	æ,	+	- 🐴 -	×	6
1	2	3		4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24

#### Obr. 6-2 Nástroje

Jednotlivé položky v paneli Nástroje:

- 1. Add Data načítanie údajov v definovaných súborových systémov
- 2. Add DICOM načítanie DICOM súborov
- 3. Save uloženie projektu alebo jeho častí
- 4. Moduls práca s jednotlivými datasetmi
- 5. Modules history história použitia jednotlivých modulov
- 6. Previous modules prehliadanie použitých modulov
- 7. Next moduls prehliadanie použitých modulov
- 8. Data zobrazenie modulu Data v Panely modulov
- 9. Volumes zobrazenie vytvorených objemov v Panely modulov
- 10. Models zobrazenie povrchových modelov v Panely modulov
- 11. Transforms posunutie alebo rotácia objektu
- 12. Markup pridanie/editácia markerov vo forme bodov, čiar, polygónov, rovín, ...
- 13. Segment editor segmentácia jednotlivých štruktúr
- 14. Layout rozloženie okien v Grafickom rozhraní
- 15. Select kurzor pre výber
- 16. Contrast/Brightnes nastavenie jasu a kontrastu v zobrazení
- 17. Toogle markup toolbar zapne panel Markup
- 18. Capture full layout vytvorenie snímky celej obrazovky

- 19. Capture scene view uloženie pohľadu pre neskorší návrat k nemu
- 20. Restore or delete scene view obnovenie pohľadu zo zoznamu uložení
- 21. *Toogle crosshair* zobrazí polohu zvoleného bodu vo všetkých rezoch aj 3D, pohyb pomocou SHIFT a ľavé tlačidlo myši
- 22. *Plane intersection* zobrazí rezové roviny pre polohu zvoleného bodu vo všetkých rezoch aj 3D, pohyb pomocou SHIFT a ľavé tlačidlo myši
- 23. *Extension manager* spustenie manažéra pridania modulov
- 24. Pyton console zobrazenie konzoly pre Pyton

Nastavenie rozhrania pre 2D a 3D zobrazenie je možné urobiť pomocou ikoniek zobrazených na Obr. 6-1. Vizualizáciu v 3D je potrebné zapnúť v *Modules – Volume rendering* aktivovaním ikonky *oka* (Obr. 6-5).



Možnosti nastavenia 2D rezových rovín sú zobrazené na Obr. 6-3.

Obr. 6-3 Možnosti nastavenia zobrazenia v 2D

3D pohľad je možné nastaviť za pomoci nasledujúcich možností:

- Pohľad nastavenie preddefinovaného pohľadu: R -pravý, L ľavý, S superior, I inferior, P – posterior, A – anterior alebo ľubovoľného iného pomocou natáčania ľavým tlačidlom myši.
- 2. Prepojenie (View link) synchronizácia pohľadov
- 3. Vystredenie (Center 3D view) vystredenie (centrovanie) 3D pohľadu. Neprispôsobuje veľkosť zobrazenia, iba ho vycentruje.
- 4. Zobrazenie ortografické/ perspektíva (Orthographic / perspective rendering) ortografické (paralelné) zobrazenie je vhodné pre meranie, nakoľko veľkosť nie je závislá na hĺbke štruktúry. Pri perspektíve sú bližšie vrstvy väčšie ako vzdialenejšie.
- 5. Pravítko (Ruler) zobrazí pravítko s veľkosťou. Mierka sa mení v závislosti na priblížení/oddialení objektu. Je ho možné zobraziť iba pri ortografickom pohľade.
- 6. Priblíženie (Zoom In) priblíženie objektu

- 7. Otáčanie objektu (Spin) otáčanie objektu okolo zvislej osi
- Súradnicový systém (Orientation marker) zobrazenie rôznych typov (kocka, postava, osi) súradnicového systému
- 9. Zobrazenie pre 3D okuliare (Stereo viewing)
- 10. Oddialenie (Zoom Out) oddialenie objektu
- 11. Natáčanie objektu (Rock) Natáčanie objektu okolo zvislej osi tam a späť
- 12. Zobrazenie (Visibility option) zobrazenie ohraničujúceho kvádra, popisov osí a zmena farby pozadia
- 13. Ďalšie možnosti (More option) nastavenie korekcie zobrazenia (depth peeling) a zobrazovania frekvencie rendrovania (FPS)



Obr. 6-4 možnosti nastavenia zobrazenia v 3D

# 6.2 Import a správa projektov

Importovať DICOM dáta je možné cez ikonku <sup>3</sup>, *Menu – Add DICOM data* alebo *Welcome module* a v prípade iných datasetov cez *Add data* (rovnaké možnosti). Import ďalších typov súborov je možný cez nainštalovanie rôznych rozšírení.

#### 6.2.1 Import obrazových datatsetov

Import dát z veterinárskych alebo priemyselných CT je možný vo formáte obrazových datasetov alebo RAW údajov. V prípade obrazových datasetov (.bmp, .tiff, ...) je potrebné použiť ImageStack import (*Modules – SlicerMorph – Input and output – ImageStack – File list*). Pre správny import je nutné nastaviť rozlíšenie obrazu (spacing), zvoliť *Create New Volume* a zvoliť kvalitu importu (peview, half resolution, full resolution).

Zobrazenie 3D vizualizácie		
Volume: Hlinik_test_norm	nal_nizsie_rozlisenie_140	Výber importovaného objemu 🛛 👻
Inputs		
▼ Display		
Preset: Select a Preset		NEMENIŤ 👻
Shift:		Treshold
Crop: Enable	📯 Display ROI	-호-Fit to Volume
Rendering: VTK GPU Ray Castin	g	•

#### Obr. 6-5 Nastavenie 3D vizualizácie

V prípade importu obrazových dát z CT zariadení Bruker SkyScan je potrebné v SkyScan Recon Import (*Modules – SlicerMorph – Input and output*) zvoliť .log súbor. Postup je pre vizualizáciu potom rovnaký ako v predchádzajúcom prípade.

#### 6.2.2 Import RAW objemov

Objemové dáta z iných CT zariadení je možné importovať pomocou viacerých rozšírení. Výhodou oproti obrázkovým sadám je výrazne rýchlejší a menej hardvérovo náročný import dát. Skeny zo zariadení GE /tome mikroCT (General Electrics, v súčasnosti časť Baker Hughes) je možné importovať pomocou rozšírenia *SlicerMorph*. Po zvolení požadovaného objemu stačí generovať generovať dáta a rovnakým spôsobom nastaviť *Volume rendering*.

Ďalšou možnosťou je import RAW dát pomocou rozšírenia *Raw Image Guess*. Tento spôsob je vhodný v prípade ak nie je iná priama podpora či už súborového systému alebo zariadenia v podobe rozšírenia. Nevýhodou je väčšie množstvo nastavení pri importe.

Pre import skenu zo zariadení Metrotom (Carl Zeiss) je na Obr. 6-6A zobrazené nastavenie importu v 3D slicer a na Obr. 6-6B sú údaje z .vgi súboru. V prípade importu zo zariadení GE (ak by sa konalo cez SlicerMorph) sú požadované údaje v .pca súbore.

Input file:	D:/ .uint16_scv	×	kvolume1}
Output volume:	Volume_1	-	size = 818 582 961
Pixel type:	16 bit unsigned	•	mirror = 0 0 0 0 datatupe = unsigned integer
Header size:		1024 🗘	datarange = 0 -1 hitsperalement = 16
	Offset: -X +X -Y +Y -Z +Z -v	lume +volume	[file1]
X dimension:		818 🗘	SkipHeader = 1024 RegionOfInterestStart = 0 0 0
Y dimension:		582 🗘	RegionOfInterestEnd = 817 581 960
7 dimension:		961	Size = 818 582 961
Chip elisees			Datatype = unsigned integer
Skip silces:	0		datarange = 0 -1 BitsPerElement = 16
X spacing:		0.146 🗘	{volumeprimitive12}
Y spacing:	•0	0.146	resolution = 0.146286465756215 0.146286465756215 0.146286465756215
Z spacing:	•)	0.146 🗘	unit = mm [volume]
Volumes:	0	1	volume = volume1
Fit output in views		A	B

Obr. 6-6 Import RAW zo zariadenia Metrotom

# 6.3 Úprava obrazu

Zvýraznenie jednotlivých štruktúr je možné urobiť v Grafickom rozhraní v menu *Window/level presets* po pravom kliknutí myšou alebo pomocou modulu Volumes, v položke Display. V module *Volumes* je možné:

- Vybrať z prednastavených možností (Obr. 6-7A)
- manuálne nastaviť pomocou Window / Level (Obr. 6-7B)
- nastaviť Treshold (Obr. 6-7C)

Rozloženie hodnôt sivej je zobrazené na histograme, kde na osi X sú hodnoty sivej a na Y ich početnosť.

	* Display			
	Presets:			
A	🛐 🔄 🔘 🐺 🕰 🞇 🚷	reshold: 3024 🌻	ld: Manual	С
	Lookup Table:	Histogra	ogram	
	Interpolate: 🗸			
B	Window/Level:         Manual         T           W: 350         Image: Constraint of the second secon		The second state of the se	U

Obr. 6-7 Možnosti nastavenia obrazu

Vzhľadom na malý počet prednastavených profilov je často potrebné použiť manuálne nastavenie kontrastu a jasu pomocou *Window / level. Window (Window Width WW)* znamená šírku zobrazovaného pásma a *Level (Window Level WL)* jeho počiatočnú polohu. Úzke okná sú vhodné ak zobrazované tkanivá majú približne rovnakú hustotu, široké pre tkanivá s rôznou hustotou. So zmenšujúcou sa šírkou okna rastie úroveň kontrastu a so zväčšujúcou sa naopak klesá.



Obr. 6-8 Nastavenie šírky a polohy okna

Hornú hranicu okna je možné vypočítať zo vzťahu

$$W_U = WL + rac{WW}{2}$$
a spodnú zo vzťahu $W_D = WL - rac{WW}{2}$ ,

kde WL je window level a WW window width.

V Tab. 6-1 sú uvedené najčastejšie nastavenia Window / level pre vybrané tkanivá.

#### Tab. 6-1 Hodnoty šírky a polohy okna

	WW (HU)	WL (HU)				
Hlava a krk						
Mozog	80	40				
Krvácanie do mozgu	130-300	50-100				
Spánkové kosti	2800 / 4000	600 / 700				
Mäkké tkanivá	350 - 400 20 - 40					
Hrudník						
Pľúca	1500	600				
Mediastinum	350	50				
Brušná dutina						
Mäkké tkanivá	400	50				
Pečeň	150	30				
Chrbtica						
Mäkké tkanivá	250	50				
Kosti	1800	400				

## 6.3.1 Transformácia dát

Zmenu polohy alebo natočenia celého objemu alebo vybranej štruktúry je možné urobiť pomocou modulu Transforms alebo z Panela nástrojov. Na Obr. 6-9 sú uvedené

najpoužívanejšie možnosti nastavenia. Posunutia (CTRL + ľavé tlačidlo myši) a rotácie (ľavé tlačidlo myši) je možné urobiť v troch smeroch pravá-ľavá, posterior-anterior a superior-inferior.

Posunutie Rotácia	Interaktívny box	Vizualizácia gradientov
Translation     Reset nastavení     Translation     Translation     Translation     Reset nastavení     Translation     Translation     Reset nastavení     Translation     Reset nastavení     Translation     Translation     Reset nastavení     Translation     Reset nastavení     Translation     Translation     Reset nastavení     Translation     Translation	✓ Display     ✓ Interaction     Visibility in 3D view:      ✓     Visualization     Visibility:     Visibility:     Visibility in silice view:      ✓     Visibility in 3D	Update bounds More options Region: Red Grid Grid Contour
	Obr. 6-9	

Zapnutím funkcie Interaktívny box ich možné urobiť v 3D zobrazení kliknutím na príslušnú stranu resp. os (Obr. 6-10). Funkcia vizualizácia gradientov zobrazí pomocou gradientov veľkosť zmeny oproti pôvodnému stavu ako v 2D tak aj v 3D (Obr. 6-10).





Objekty (jeden alebo viac) na ktoré sa má vzťahovať transformácia súradníc je možné nastaviť v záložke *Apply transform*.

## 6.4 Segmentácia

Softvér poskytuje pre segmentáciu množstvo nástrojov, ktoré je možné rozšíriť o prídavné moduly, neposkytuje však segmentáciu pomocou prednastavených rozsahov. Segmentáciu je možné rozdeliť do troch skupín:

- manuálna jedná sa o segmentáciu riadok po riadku, je vhodná pre malé regióny a úpravu poloautomatickej a automatickej segmentácie
- poloautomatická umožňuje segmentáciu na základe rozsahu hodnôt sivej
- automatická umožňuje segmentáciu na základe rozsahu hodnôt sivej, polohy tkaniva a ďalších vlastností

Tvorba masiek a generovanie 3D náhľadu sa vykonáva v module Segment editor a následná segmentácia a export do povrchového mesh súboru v module Segmentations.

#### PRIEMYSELNÁ POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V INTERDISCIPLINÁRNOM PRIESTORE

Na Obr. 6-11A je zobrazené základné rozhranie modulu Segment editor, na Obr. 6-11B je zobrazený Manažment masiek slúžiaci na ich editovanie a export. Časť Maska (Obr. 6-11C) obsahuje zoznam vytvorených masiek, ich viditeľnosť a stav rozpracovania. Samostatným panelom je panel Nástroje pre segmentáciu obsahujúci nástroje na vytvorenie masky a Pohyb pri segmentácii pre krok späť počas segmentovania.



Obr. 6-11 Rozhranie modulu Segment editor

Na Obr. 6-12 sú zobrazené nástroje pre segmentáciu, manuálnu segmentáciu (oranžová) a poloautomatickú segmentáciu (zelená farba). Funkcie 15 – 19 a 22 – 24 (červený rámček) sú aktívne po nainštalovaní rozšírenia Segment Editor Extra Effects, funkcia Nvidia AIAA (21, purpurový rámček) po nainštalovaní Nvidia AI Assisted Annotation a funkcia Wrap Solidify (25, modrý rámček)) po nainštalovaní Surface Wrap Solidify.



Obr. 6-12Nástroje na segmentáciu

- 1. Kurzor neaktívny výber metódy
- 2. Paint označenie plochy vo vybranom reze
- 3. Draw ohraničenie požadovanej plochy
- 4. Erase zmazanie časti označenej plochy v 2D/3D
- 5. Level tracing označenie regiónu ohraničeného štruktúrou s inou hustotou

Pre nástroje *Paint* a *Erase* je možné priemer nástroja zmeniť. V prípade použitia *Sphere brush* sa označuje plocha vo viacerých vrstvách v závislosti od priemeru nástroja. Opcia *Edit in 3D views umožňuje* výber štruktúr v 3D pohľade.

Pre vyššie uvedené nástroje je pri aktivovaní Editable intensity range možné nastaviť rozsah hodnôt HU v ktorých sa štruktúra označí, ak rozsah nie je nastavený označí sa všetko.

- 6. Grow from seeds rozšírenie výberu štruktúry medzi minimálne dvomi označenými rezmi
- 7. Fill between slices vyplní objem medzi označenými rezmi.
- 8. *Treshold* vytvorí masku na základe zvoleného rozsahu HU v celom objeme skenu.
- 9. *Margin* zväčší alebo zmenší (grow / shrink) vytvorenú masku o zadaný rozsah, Editable intensity range musí byť vypnutý.
- 10. *Hollow* na základe vytvorenej masky urobí škrupinku s konštantnou hrúbkou steny. Je možné vybrať vonkajší / vnútorný alebo mediánový povrch.
- 11. Smoothing vyhladenie segmentu. Možnosti vyhladenia:
  - Medián vypĺňa malé dutiny a odstaňuje drobné výstupky, pričom ostatný povrch ostáva takmer bez zmeny. Aplikuje sa iba na zvolený segment.
  - Opening odstráni výstupky menšie ako zadaná veľkosť. Aplikuje sa iba na zvolený segment.
  - Closing vypĺňa dutiny a ostré prechody menšie ako zadaná veľkosť. Aplikuje sa iba na zvolený segment.
  - Gaussian vyhladí povrch na základe zadanej smerodajnej odchýlky. Má tendenciu zmenšovať objekt. Aplikuje sa iba na zvolený segment.
  - Joint smoothing vyhladzuje viac segmentov naraz, pričom segmenty uvedené vyššie v tabuľke majú vyššiu prioritu.
- 12. <u>Scisors</u> umožňujú odstrániť / pridať štruktúry ohraničením vybranej plochy v 2D alebo objemu v 3D na základe zvoleného rozsahu HU.
- 13. Islands slúži na odstránenie/pridanie častí segmentov z/do celku. Umožňuje odstrániť drobné vysegmentované oblasti automaticky na základe zvolenej veľkosti alebo väčšie časti časti na základe výberu v 2D pohľade. Tieto časti však nesmú mať fyzické prepojenie s celkom.
- 14. *Logical operators* použitie logických operátorov (add, substract, intersect, invert) a operácií copy, fill, clear na vytvorený segment
- 15. *Draw tube* nahradí pôvodný obraz vo vnútri / vonku vytvoreného segmentu. Odstránia s a tým nežiadúce informácie.
- 16. Engrave doplnenie textu na segmentovaný diel
- 17. Fast marching rozšírenie výberu. V prvom kroku je potrebné funkciou Paint označiť požadovanú lokalitu, nastaviť Maximum volume na (1 5)%. Po inicializácii sa objem rozšírenia obmedzí pomocou Segment volume. Upozornenie: vo verzii 5.6.2 vykazuje niekoľko problémov ako nemožnosť zmeny už raz označenej oblasti (nutný reštart aplikácie) a výber kosti.
- 18. Flood filling výber viacerých bodov na požadovanej štruktúre, pre rozšírenie je potrebné nastaviť Intensity tolerance (variabilita sivej) a neighbourhood size. Vizualizuje sa pomocou Show 3D v panely.

#### 6.5 Meranie rozmerov

Dôležité body je možné umiestňovať a rozmery merať v module Markup ako v jednotlivých rezoch tak aj v 3D. Na Obr. 6-13 je zobrazené základné rozhranie pre *Markup*, pričom niektoré

záložky sú dostupné len pre vybrané merania (napr. Curve settings iba pre krivky). Okno A je iba doplnený render pre vygenerovaný nádor s rozmermi.



Obr. 6-13Rozhranie pre Meranie 1 – Panel nástrojov meranie, 2 – vytvorené prvky, 3 – záložka Display. 4 – záložka Advanced, 5 – záložka Merania, 6 – záložka Export, A – detail merania v 3D

Nástroj umožňuje meranie priamych vzdialeností (*Line*), uhlov (*Angle*), rozmerov kriviek (Curve), uzavretých kriviek (*Closed Curve*), rovín (*Plane*) a vytvorených regiónov (ROI) (Obr. 6-14). Pre čiary sa vyklikávajú dva samostatné body, pre krivky každý bod a tvorba krivky sa ukončuje pravým tlačidlom myši.



Obr. 6-14Možnosti merania

Pre jednotlivé vytvorené prvky je možné v záložke Display (Obr. 6-15) nastaviť základné parametre ako priehľadnosť (opacity), šírku čiary (glyph size) alebo veľkosť písma (Text size). V záložke Advanced je možné urobiť pokročilé nastavenia ako farby, prvkov pri rôznych stavoch, typ písma a pod.

▼ Display	
Visibility: 🗸 Opacity:	1.00 \$
Glyph Size: absolute	3.00 %
Text Size:	3.00 %

Obr. 6-15Základné nastavenie vlastností prvkov

Jednotlivé prvky (body, čiary, ...) sa skladajú z bodov a záložka Control points umožňuje nastaviť vlastnosti jednotlivých bodov (viditeľnosť, stav a pod.). Vyhodnocované parametre (vzdialenosť, obvod, obsah, ...) sa volia v záložke *Measurement* a následne sa zobrazujú v 2D, 3D obraze. Získané hodnoty je možné exportovať do tabuľky.

#### 6.6 Generovanie povrchu a export

Po ukončení segmentácie a vytvorení segmentu v Segment editor sú jednotlivé segmenty uvedené v Segmentations. V záložke Display je možné upraviť zobrazenie segmentovanej štruktúry v 2D a 3D.

Representations     Representations						
🚖 Binary labelmap			🔶 Binary labelmap			
Closed surface	Create 💌		Closed surface	Update	Make source	)
Fractional labelmap	Advanced create		Fractional labelmap	Create		
		- 11				
		Α				В

Obr. 6-16Vytvorenie povrchu

Záložka Representations (Obr. 6-16) umožňuje nastaviť úroveň vyhladenia (Smoothing factor) vytvoreného povrchu z ktorého sa následne generuje mesh súbor (Obr. 6-17). V prípade voľby Create (Obr. 6-16A) sa použijú preddefinované nastavenia, Advanced create umožňuje zmenu nastavení. Nastavenia je možné zmeniť aj po prvom vytvorení pomocou Update (Obr. 6-16B).



Vytvorená maska

Vyhladenie = 0

Vyhladenie = 0,1

Vyhladenie = 1,0

Obr. 6-17Vplyv faktora vyhladenia

Záložka Export to file umožňuje vytvorený povrch uložiť do súborového systému \*.stl, \*.obj, *\*.nrrd a \*.nifti*. Export je možné urobiť aj cez *Menu – File – Save* alebo ikonku *Save* na Panely nástrojov. Tieto dve možnosti umožňujú ukladať všetky vytvorené/upravené prvky – CT dáta, meranie, súradnicové systémy, posunutia, segmentácie, vytvorené modely a ďalšie údaje.



VG Studio MAX je technicky orientovaný softvér zameraný na načítanie, vizualizáciu a spracovanie dát z priemyselných počítačových tomografov.

## 7.1 Rozhranie a ovládanie softvéru

Základné rozhranie softvéru je znázornené na Obr. 7-1 a obsahuje Menu, Panel nástrojov, Panel segmentácie, Panel nastavení a Grafické rozhranie. Grafické rozhranie zobrazuje rezy v troch na seba kolmých smeroch (top, right, front) a v 3D. Panel nástrojov obsahuje viac samostatných panelov a ponúka základné funkcie na prácu s dátami, Panel segmentácie obsahuje nástroje na vytvorenie regiónov a ich úpravu. Panel nastavení slúži na podrobné nastavenie vybraných nástrojov, ktoré je možné aktivovať v Menu - Tools. Jednotlivé panely je možné zapínať/vypínať a premiestňovať podľa potreby.

Zobrazenie v Grafickom rozhraní sa dá ovládať pomocou myši a ikoniek (Tab. 7-1).

		2D		3D			
Posun	Stredné	tlačidlo	myši,	Stredné tlačidlo myši, ikonka			
	posuvník (	Obr. 7-3		Obr. 7-3 (3)			
Zväčšovanie/zmenšovanie	CTRL + ski	rol, Obr. 7-2		CTRL + skrol,			
Prechod medzi jednotlivými	Skrol – str	edné tlačidlo	myši,	-			
rezmi	lkonky Obr. 7-2 (1, 2)						
Rotovanie objektu		-		Ľavé tlačidlo myši, ikonka			
				Obr. 7-3 (2)			

#### Tab. 7-1 Ovládanie softvéru

Zobrazenie polohy rezu v jednotlivých rovinách a v 3D (Obr. 7-1) je možné zapnúť/vypnúť pomocou ikonky Obr. 7-2 (6). Presná poloha v zvolenom súradnicovom systéme sa nastavuje v poli (1) zobrazenom na Obr. 7-2. Rozloženie jednotlivých okien sa nastavuje v *Paneli nástrojov* (Obr. 7-1) alebo v *Menu – Window*.



Obr. 7-1 Rozhranie softvéru VG Studio MAX

Na Obr. 7-2 je znázornené ovládanie v 2D. Polohu v súradnicovom systéme je možné nastaviť zadaním číselnej hodnoty (1), šípkami alebo potiahnutím v poli pre rýchly posun (2). Pre nastavenie jasu a kontrastu sú určené tlačidlá 3 – 5, kde tlačidlo (3) umožňuje zadanie Level/window ako pri medicínskych softvéroch, (4) pôvodné nastavenie CT snímky a (5) nastavenie jasu a kontrast na histograme. Zobrazenie určenia povrchu je možné aktivovať tlačidlom (8) a zobrazenie regiónu (9). V oboch prípadoch je možné prepínať medzi zobrazením všetkých povrchov/ROI, aktuálneho alebo ich vypnúť.



Obr. 7-2 Popis 2D pohľadu

1 – Poloha v SS, 2 – Nastavenie roviny v SS, 3 – Nastavenie "Level and Window", 4 – Pôvodné nastavenie obrazu, 5 – Aktuálne nastavenie obrazu, 6 – Zobrazenie navigačnej roviny, 7 – Zobrazenie mierky v 2D, 8 – Zobrazenie určenia povrchu, 9 – Zobrazenie regiónov "ROI"

#### PRIEMYSELNÁ POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA V INTERDISCIPLINÁRNOM PRIESTORE

Na Obr. 7-3 je znázornené ovládanie v priestore. Kvalitu vykresľovania pri rotácii/posúvaní objektu je možné nastaviť v poli (1), grafický výkon je pri súčasnej generácii výpočtovej techniky dostatočný na maximálnu kvalitu zobrazenia. Ostatné tlačidlá umožňujú prepínanie medzi rotáciou (2) a posúvaním (3), nastavením pootočenia na vybranú stranu (5), zväčšenie/zmenšenie objektu do okna (6) alebo zväčšenie okna na celú plochu grafického rozhrania. Prepínať medzi rotáciou a posúvaním objektu je možné aj rýchlym dvojklikom stredného tlačidla myši alebo v panely nástrojov.



Obr. 7-3 Popis pohľadu v 3D

1 – Kvalita vykresľovania, 2 – Rotácia v 3D, 3 – Posunutie v 3D, 4 – Zobrazenie orientácie osí SS, 5 – Natočenie objektu v SS, 6 – Centrovanie objektu v SS, 7 – Zastavenie rendrovania obrazu, 8 – Zväčšenie/zmenšenie okna na celú obrazovku

Na Obr. 7-4 je znázornený Panel nástrojov s očíslovanými tlačidlami, ktoré je možné rozdeliť do viacerých celkov:

- Súbor vytvorenie (1), otvorenie (2) a uloženie súboru. Ďalšie možnosti importu a exportu sú uvedené v Menu – File
- Editovanie prechod medzi vykonanými operáciami (4), ktorých počet nie je obmedzený. Medzi operácie sa počíta každý vykonaný úkon (aj zoom, natočenie objektu, ...). vystrihnutie (5), kopírovanie (6), vloženie (7) zvoleného objektu
- Objekt rotácia (8), translácia (9) v 3D, vytvorenie rezov v3D (10 14), vytvorenie (15) a zrušenie (16) povrchu a vlastnosti povrchu (17)
- Nástroje indikátor (18) zobrazujúci polohu zvoleného bodu a hodnotu sivej, základné možnosti merania (19) (vzdialenosť, uhol, dĺžka krivky, kaliper) a možnosti prichytávania meracích nástrojov k povrchu
- Meranie vytváranie základných prvkov pre meranie (21), vytváranie prienikov (22), geometrické tolerancie (23), meranie rozmerov (24), zobrazenie začiatku súradnicového systému (25) a vytvorenie súradnicového systému (26)
- Analýzy panel s dostupnými analýzami (27 29) (porozita, porovnanie objektov, ...),
- Zobrazenie rozloženie grafického rozhrania (31), nastavenie rozloženia (32), pravítko (33)
- Nastavenia nastavenie farby pozadia (34), nastavenie softvéru (35)
- Súradnicový systém voľba súradnicového systému (36), vytvorenie globálneho súradnicového systému (37)
- Záložky vytvorenie (38) a editácia (39) záložiek
- Jednotky – voľba jednotiek (40)



Obr. 7-4 Popis panela nástrojov

# 7.2 Import a správa projektov

Softvér umožňuje importovať súbory z priemyselných aj medicínskych CT systémov v rôznych formátoch. Importované formáty je možné rozdeliť do dvoch kategórií:

- Objemové dáta jeden hlavný súbor obsahujúci získané údaje a niekoľko súborov obsahujúcich informácie o type dát, ich štruktúre, zariadení na ktorom boli získaní a pod.
- Série obrázkov charakteristické pre medicínske CT, MRI zriadenia, vrátane DICOM súborov.

Podporované objemové dáta sa importujú voľbou vhodného typu súborov v Menu – File – Import – Typ súborov. V prípade importu natívne nepodporovaného systému súborov je potrebné poznať parametre pre import. Nie všetky údaje musia byť uvedené v pomocných súboroch, najčastejšie chýbajú údaje o signed/unsigned a endiane. Správne nastavenie je možné skontrolovať v Preview, ak nie sú dobre zvolené nastavenia, rekonštrukcia nie je správna. Pomocou histogramu alebo priamym zadaním je možné obmedziť rozsah importovanej sivej.

Guess type and size Unsigned 16bit 💌	Resolution           X:         [1.00000         Y:         [1.00000         Milmeter
C binary C ASCII Endan C Ittle C big Compression C GNU zp A	□ Dat croce isotropic resampling       □ Dat raw range       □ Automatic data range       □ Automatic data range       □ Lowerb oundary at %:       □ ① 클]       Upper boundary at %:       □ ① 클]       Lowest gray value:       □ ① 意]       Highest gray value:       65535       ●
XSize 256 2 B -Y-Size 256 2 - Z-Size 256 2 - Header 0 6 -	Reset Memory needed: 188555 KB Memory available: 17485948 KB Histogram Preview

Obr. 7-5 Nastavenie importu RAW dát

V prípade importu súborov obrázkov vo forme DICOM je potrebné zvoliť v Menu – File – Import – DICOM a načítať údaje cez Adresár (Directory) (Obr. 7-6A). V prípade ak sken obsahuje viac snímaní, čo je pri medicínskych aplikáciách normálne zvoliť požadovanú sadu (Study – Acquisition) (Obr. 7-6B). Objem importovaných dát je možné skontrolovať pomocou Choosen volume. Nastavenia rozsahu importovaných údajov je možné vykonať zmenou rozsahu (Obr. 7-6C) alebo na histograme (Obr. 7-6D). Náhľad (Obr. 7-6E) je možné zobraziť pomocou tlačidla Preview (Obr. 7-6C). Systém načíta zároveň aj Hounsfieldovu škálu hustôt.



Obr. 7-6 Import DICOM súborov

V prípade importu setu obrázkov vo formátoch (BMP, TIFF, JPG) je vhodnejšie použiť BMP a TIFF, nakoľko sa jedná o bezstratové obrazové súbory na rozdiel od JPG/JPEG/JPEG2000 pri ktorých môže dôjsť k ovplyvneniu alebo strate informácií vplyvom kompresie. Postup je obdobný ako pri RAW, na začiatku je potrebné zvoliť správny typ súboru.

# 7.3 Úprava obrazu

Úpravu zobrazenia je možné urobiť v **Paneli nastavení – Volume rendering** (Obr. 7-7A, B). V časti *Preset selection* je možné vybrať si už vytvorené, alebo si vytvoriť nové nastavenie zobrazenia. *Opacity manipulation area* umožňuje nastaviť jas/kontrast pre zobrazenie pomocou prechodov (handle), pričom na osi *x* je hodnota sivej a na *y* intenzita. Prechody je možné urobiť pre celý objem daný zvoleným povrchom alebo pre región (ROI).

Časť *Appearance* umožňuje nastaviť farby, hodnoty nasvietenia a odrazu (okolie (ambient), difúzia (diffusion), odraz (specular), priehľadnosť v 3D (transparency) a rezy (clipping) na dosiahnutie požadovaného zobrazenia objektu.

*Rendering settings* umožňuje výber z rôznych rendrovacích nástrojov. Voľba závisí od toho či je to technický objekt (zvyčajne Isosurface renderer) alebo medicínsky snímok.

Volume Rendering	Amb     Diff     Spec     Transparency     Swap     Clipping     B       □     Swap inner/outer areas       ☑     Segment surface     ☑     Clipping surface
Opacity manipulation area	Amb     Diff     Spec     Transparency     Swap     Clipping       Flat     Custom color:     Custom color:
Appearance Ambient Diff Spec Trans Swap Clipping	Clipping General Aligned clipping box Appearance Invert clipping region Transparency I 1.00
Intensity: 20 \$ Rendering settings Isosurface renderer Oversampling: 1.0 \$ Normalize gradients A	General         Aligned clipping box           Boundary [voxel]

Obr. 7-7 Nastavenie obrazu

Pri medicínskych snímkach je výhodné použiť nastavenie *Window/level* (Obr. 7-2 položka (3)), ktorého hodnoty sú uvedené v Tab. 6-1.

Pre vizualizáciu vnútorných štruktúr je možné použiť rezové roviny v Menu – Object, Panel nástrojov – Object a niektoré doplňujúce možnosti sú v Panel nastavení – Volume rendering – Clipping (Obr. 7-7B) a Panel nastavení – Clipping (Obr. 7-7C) (musí byť aktivovaný v Menu – Tools – Clipping).

#### 7.3.1 Transformácia dát

Transformácia dát je umožnená v *Panel Nastavení – Transform,* kde je možné objekt posúvať v smere osí *x, y, z*, rotovať okolo daných osí, posunúť na zadané súradnice v závislosti od zvoleného súradnicového systému. Časť *Resolution* obsahuje hodnotu kroku pre vykonanú akciu a je rovná hodnote rozlíšenia, teda veľkosti voxelu.

Transform     ■       Status information     TEST       Coordinate system     ✓       ✓+ Scene coordinate system     ✓	Pos     Rot     Center     Resolution     B       Rotation Angles [deg]	Transform     ■     ■     ■       Status information     TEST       Coordinate system        ↓* Scene coordinate system
Post         Ret         Center         Resolution           Postion [mm]	Pos Rot Center Resolution C	Pos         Rot         Center         Hesolution           -Resolution
Reset	X:         0.00         Э           Y:         0.00         Э           Z:         0.00         Э           Apply navigation cursor position         Э	D

Obr. 7-8 Transformácia dát

## 7.4 Segmentácia

Stanovenie povrchu je jedným z najdôležitejších nastavení pri vyhodnocovaní, nakoľko výrazne ovplyvňuje jeho presnosť. Na výsledný povrch má vplyv niekoľko parametrov (výkon, zväčšenie, počet polôh snímania, artefakty, ...), ktoré ovplyvňujú rozlíšenie snímania.

#### 7.4.1 Princípy stanovenia povrchu

Po načítaní mračna bodov do softvéru v ktorom bude prebiehať jeho vyhodnotenie, dochádza k ďalšiemu jeho spracovaniu pre získanie lepšieho rozlíšenia a tým aj presnosti merania. Proces zvyšovania rozlíšenia v tomografii sa nazýva subvoxelizácia. Ide o rovnaký princíp, ktorý sa využíva pri kamerových senzoroch na zvýšenie rozlíšenia plošných obrazcov nazvaný subpixelizácia. Subpixelizácia umožňuje rozdeliť pixel, ktorý nesie väčšinou 8 alebo 16 bitovú informáciu reprezentovanú stupňom šedej farby, na menšie diely v závislosti na hodnote, ktorú nesie a tiež na hodnotách susedných pixelov. Rastrovaný obraz bez tzv. "image processingu" dokáže len veľmi hrubo identifikovať hrany nastavením hodnoty prechodovej hranice (tzv. treshold). Subpixelizáciou sa vypočíta poloha hrany objektu v rámci jednotlivých pixelov a vhodnou metódou tvorby stredného prvku, napr. gaussovou metódou sa interpoluje tvar hrany. Obdobne sa vyhodnocuje aj poloha hrany alebo plochy objektu v priestore využitím subvoxelizácie. Pri určitých podmienkach je možné delením voxelov na menšie časti získať až 10 násobne jemnejšie rozlíšenie (Obr. 7-10).

Povrch zosnímaného objektu (surface determination) sa stanovuje na základe histogramu daného snímania. Jednotlivé materiály sú reprezentované vrcholmi (Obr. 7-9), pričom každý z nich

má pridelenú hodnotu v škále sivej a početnosť. Hodnota v škále sivej pre 16-bitové "rozlíšenie" je definovaná ako interval <0; 1> alebo <0; 65536>, pričom materiál s minimálnou hustotou má pridelenú teoretickú hodnotu "0" a materiál s maximálnou hustotou "1 resp. 65536".



Obr. 7-9 Histogram pre jeden materiál

Štandardne sa za pozadie považuje vzduch, ak to nie je určené iným spôsobom. Pri snímaní objektu z jedného materiálu, sú na histograme znázornené dva vrcholy. Vľavo sa nachádza vrchol pre pozadie a v pravo pre materiál (Obr. 7-9).

Prepočet medzi dvomi spôsobmi udávania hodnoty materiálu v škále sivej je:

$$x = \frac{isosurface}{65536} \tag{1}$$

Hodnota pre určenie (rekonštrukciu) povrchu *"isosurface"* je stanovená ako stredná hodnota medzi pozadím a materiálom.

$$isosurface = \frac{pozadie + materiál}{2}$$
(2)

V prípade, že by hranica medzi pozadím a materiálom bola hrubá jeden voxel a mala hustotu materiálu, hodnota pre isosurface by bola rovná hodnote pre materiál. Jedná sa však o ideálny stav. Prechod medzi pozadím a materiálom je ovplyvnený mnohými faktormi (hustota materiálu, veľkosť a tvar objektu použitý výkon a pod.). Na Obr. 7-10-D je znázornená zmena hodnoty sivej pozdĺž úsečky s hrúbkou jedného voxelu, pričom je viditeľné, že sa jedná o zmenu postupnú. Na Obr. 7-10-A,B je viditeľný postupný prechod sivej medzi pozadím a materiálom a na Obr. 7-10-C je znázornené rozpätie pre stanovenie povrchu nasnímaného objektu. Pre hodnotu isosurface je následne priradená hodnota farby sivej, ktorá bude tvoriť hranicu povrchu nasnímaného objektu.



Obr. 7-10Stanovenie povrchu pre snímaný objekt

A – RTG snímka s úsečkou pre znázornenie hodnoty sivej, B – detail hrany nasnímaného objektu, C – označenie isosurface a šírky prechodu medzi pozadím a materiálom, D – zmena hodnoty sivej pozdĺž úsečky znázornenej v časti "A", a stanovenie hodnoty sivej pre isosurface, E – subpixelizácia a vytvorenie isosurface.

#### 7.4.1.1 Stanovenie povrchu pre multi-materiály

V prípade stanovenia povrchu pre objekt zložený z viacerých materiálov s výrazným rozdielom v ich hustote a koeficiente zoslabenia (napr. plast a oceľ) je potrebné uvažovať so zvýšeným výskytom artefaktov a vyšším šumom. Ďalším výrazným vplyvom je správne stanovenie množstva energie potrebnej pre snímanie. Pre materiály s vyššou hustotou je potrebné použiť viac energie (vysoké napätie, prúd alebo expozičný čas) aby bol materiál dostatočne prežiarený v celom svojom objeme. Materiály s nižšou mierou absorpcie však budú "preexponované". Naproti tomu pri nižšom výkone sa dosiahne lepšia vizualizácia materiálom s nižšou absorpciou, v miestach kde je kombinácia oboch materiálov však môže dôjsť k pohlteniu energie hustejším materiálom. Výsledkom môžu byť výrazné artefakty alebo oblasti bez.

Na Obr. 7-11 sú znázornené rôzne možnosti určenia povrchu pre kombináciu súčiastok z materiálov  $Al_2O_3$  (na obr. tmavší) a  $ZrO_2$  (na obr. svetlejší). Na Obr. 7-11-A je východisková snímka bez určenia povrchu. Na snímke je pri objekte zo  $ZrO_2$  viditeľný výrazný beam hardening a scattering. Na Obr. 7-11-B je stanovenie povrchu pre  $Al_2O_3$ , pričom povrch pre objekt zo zirkónovej keramiky obsahuje aj jeho okolie (vzduch). Na Obr. 7-11-C je isosurface stanovený

medzi dva typy keramiky a teda ani jeden povrch nie je určený správne. Na Obr. 7-11-D je stanovenie povrchu pre zirkónovú keramiku. Nakoľko isosurface je až za hranicou Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> tak nemá stanovený povrch. Povrch pre objekt hore je výrazne ovplyvnený hardeningom a scatteringom. Na Obr. 7-11-E je pokus o lepšie stanovenie povrchu pre zirkónovú keramiku. Posunutím hodnoty isosurface je povrch pre niektoré oblasti stanovený kvalitnejšie pre iné horšie ako v prípade "D". V spodnej časti sa nachádza histogram, kde modrou je znázornená hranica pre vzduch, zelenou sú znázornené materiály a červenou isosurface pre generovaný povrch.

V prípade, že nie je možné s istotou stanoviť parametre pre určenie povrchu, je vhodné namerať niektoré rozmery inou metódou (súradnicový merací stroj, mikrometer, ...) a stanoviť určenie povrchu vzhľadom k týmto hodnotám.





Obr. 7-11Možnosti stanovenia isosurface

#### 7.4.2 Možnosti stanovenie povrchu

Vzhľadom na to, že VGStudioMax je primárne určené na vizualizáciu a prácu s objemovými údajmi, umožňuje spresniť základné stanovenia povrchov. Na Obr. 7-12 je znázornené okno s možnosťami pre určenie povrchu a popis ich možností:

- Parametre pozadia a materiálu základné informácie o odtieňoch sivej pre jednotlivé zložky vrátane pozadia (najčastejšie vzduch)
- *Automatické stanovenie (určenie) povrchu* nastavenie na základe pravidiel uvedených v kapitole 7.4.1.
- Manuálne stanovenie povrchu ručné nastavenie materiálov
- Histogram zobrazenie odtieňov sivej a ich početnosti v sledovanom objeme
- Rozšírené nastavenia aktivuje ďalšie možnosti pre nastavenia
- Starting contur prednastavený histogram ale môže byť aj CAD model, STL, ROI
- Starting contour healing vynechanie šumu alebo vnútorných dutín z vytvoreného povrchu
- Search distance rozšírenie vyhľadávacej vzdialenosti
- Expert mode ďalšie nastavenia



Obr. 7-12Možnosti stanovenia povrchu

V hornej časti obrázka sú zobrazené parametre pozadia a materiálu (priemerná hodnota, smerodajná odchýlka, minimálna hodnota, maximálna hodnota), ktoré umožňujú kontrolu parametrov vybranej oblasti slúžiacej na stanovenie povrchu t.j. určiť prípadný nevhodný výber oblasti.

V prípade objektu z jedného materiálu sa používa najčastejšie *Automatické stanovenie povrchu (Automatic)*. Obmedzením je napríklad prítomnosť zvýšenej úrovne šumu, beamhardeningu a podobne. V tomto prípade a v prípade objektov z multi-materiálov je vhodné použiť manuálne určenie povrchu (*Define material by example area*). Príklad manuálneho stanovenia povrchu je na Obr. 7-13, kde je objekt tvorený dvomi materiálmi.



Obr. 7-13 Manuálne stanovenie povrchu

Na Obr. 7-14 je znázornený histogram a výsledný model pre manuálne stanovenie povrchu pre "Materiál 1", na Obr. 7-15 je znázornené stanovenie povrchu pre "Materiál 2".



Obr. 7-14Isosurface stanovený na Materiál 1 (menej hustý)



Obr. 7-15Isosurface stanovený na Materiál 2 (hustejší materiál)

Základné nastavenia vytvárajú povrch (isosurface) na základe globálnych parametrov t.j. v každom mieste povrchu bude použitá rovnaká hodnota isosurface (Obr. 7-16A). Použitím rozšírených nastavení (*Advanced settings*) je možné zadať hodnotu pre vyhľadávaciu vzdialenosť (*Search distance*) od predpokladaného povrchu a povrch sa stanovuje lokálne (Obr. 7-16A). Štandardná vyhľadávacia vzdialenosť je 4-násobok hodnoty voxelu. Táto možnosť rozširuje vyhľadávanie povrchu vzhľadom k predpokladanému povrchu získanému základným nastavením. Je ňou možné eliminovať lokálne problémy so stanovením povrchu. Na Obr. 7-16B je zobrazené základné určenie povrchu pri ktorom sa ohraničili aj póry v analyzovanej betónovej kocke. Dutiny (Obr. 7-16C) je možné odstrániť zapnutím rozšíreného určenia povrchu a voľbou *Remove small voids* malé dutiny) alebo *Remove all voids* (všetky dutiny) v položke *Starting contour healing*. Žltou elipsou je vyznačená oblasť šumu. Pre odstránenie šumu je potrebné aktivovať *Remove noise particles* (Obr. 7-16D).



Obr. 7-16Vplyv vyhľadávacej vzdialenosti

A – princíp určenie povrchu, B – základné určenie povrchu. C – rozšírené určenie povrchu s elimináciou dutín, D - C – rozšírené určenie povrchu s elimináciou dutín a šumu

#### 7.4.3 Použitie regiónov záujmu

Panel segmentácie (Obr. 7-17) obsahuje všetky možnosti na vytvorenie, úpravu a správu segmentov. Obsahuje nasledujúce funkcie:

1 – *Výber* – alternatíva k Plane intersection v 3D Slicer (Obr. 6-2, funkcia 22)

- 2 Draw alternatíva k Draw v inVesalius a Paint v 3D slicer
- 3 *Výber* pôdorysy pre tvorbu regiónov
- 4 *Region Growing* alternatíva k Region growing v inVesalius a 3D Slicer
- 5 Polyline 3D vytvorenie rezu v 3D pohľade
- 6 Crack segmentation nástroj na správu dutín a trhlín
- 7 Dilate/Erode, Opening/Closing zväčšenie/zmenšenie regiónu
- 8 Refinement úprava regiónu na základe lokálnej farby sivej
- 9 Smoothing vyhladenie povrchu regiónu
- 10 ROI vytvorenie regiónu na základe stanoveného povrchu, CAD, STL modelu
- 11 Toogle ROI render settings
- 12 Split ROI rozdelenie ROI na samostatné celky
- 13 Merge ROIs spájanie vybraných ROI
- 14 Add ROIs to ROI logický súčet ROI
- 15 Substract ROIs to ROI logický rozdiel ROI
- 16 Intersect ROIs to ROI logický prienik ROI
- 17 Invert ROI invertovanie ROI
- 18 Change ROI bit depth zmena bitového rozlíšenia ROI
- 19 Extract ROI extrahovanie ROI
- 20 Import ROI template importovanie šablón pre tvorbu regiónov
- 21 Export ROI template exportovanie šablón pre tvorbu regiónov



#### Obr. 7-17Panel segmentácie

Regióny záujmu (region of interest) je možné vytvárať viacerými spôsobmi. Je ich možné rozdeliť do dvoch kategórií:

- Nie je požadované určenie povrchu
- Je požadované určenie povrchu alebo región

V prípade ak nie je požadované určenie povrchu je možné použiť nasledujúce skupiny nástrojov *Výber* a *Region Growing*.

Najjednoduchším je výber požadovaného objemu s podstavami rôznych tvarov (obdĺžnik, kruh, polygón, …). Výber sa robí v dvoch resp. troch pohľadoch, v základnom sa vytvorí pôdorys tvaru a v ostatných sa potom ťahá do priestoru.



Obr. 7-18Vytvorenie regiónu pomocou výberu

*Region growing* je založení na rozšírení regiónu na základe zvolenej sivej a tolerancie v rámci ktorej sa bude región rozširovať. Je ho možné obmedziť zadaním priemeru kruhového poľa v ktorom sa má vytvárať.



Obr. 7-19Nastavenie funkcie Region growing

Vytvorený región nemá žiadne pozadie, nakoľko sa jedná iba o materiál a môže tak nastať problém s určovaním povrchu. Je možné ho pridať funkciou *Erode/Dilate*, (7) ktorá ho rozšíri/zmenší o zadaný počet voxelov. Funkcia má alternatívne použitie v podobe *Opening/Closing*, (7) ktoré je možné použiť na uzavretie pórov v materiály.

Funkciou pre úpravu vytvoreného regiónu je *Draw* (2). Je možné použiť región vytvorený predchádzajúcimi metódami alebo po stanovení povrchu vytvoriť región cez *ROI from surface* (10) v Paneli segmentácie. *Draw* funguje na rovnakom princípe ako *Draw v inVesalius* alebo *Paint v 3D Slicer* ale nie je plošný (hrúbka 1 voxel) ale objemový rovnako ako v 3D Slicer v 3D okne. Hrúbka je daná rozmerom plošného útvaru. Ťahaním po ploche so stlačeným sa materiál pridáva, pri stlačení Ľavý Shift odoberá a Ľavý Shift a Scrool sa mení priemer prvku.

Ďalšou funkciou je spájanie regiónov (13), logické sčítanie (14) a odčítanie regiónov (15) alebo ich prienik (16). Pri spájaní regiónov nemusia byť tie v kontakte, vytvorí sa jedna oblasť. Pri logickom sčítaní, odčítaní a prieniku platia rovnaké pravidlá ako sú uvedené v kapitole 5.4.5. Je možné tak napríklad segmentovať jednotlivé zložky v betónovej kocke (spojivo, kamenivo, vzduch) a vypočítať napr. objem každej z nich.

#### 7.5 Meranie rozmerov

Možnosti merania rozmerov sú limitované zakúpenými opciami. V základnej verzii je možné použiť iba nástroje na *Panel nástrojov – Nástroje*, časť Meranie je dostupná iba po zakúpení opcie. V skriptách sa budeme zaoberať iba základnými možnosťami merania. Nástroje pre meranie sú zobrazené na Obr. 7-20.



*Prichytenie* (20) umožňuje prichytávanie meracích nástrojov alebo indikátora k vytvorenému povrchu. V zobrazenom boxe vyberá na základe zvoleného nastavenia:

- Min prichytí k minimálnej hodnote sivej v zobrazenom poli (ploche)
- Max prichytí k maximálnej hodnote sivej v zobrazenom poli (ploche)
- Gradient prichytí k miestu s najväčším rozdielom sivej
- *Surface* prichytí k najbližšiemu miestu s určením povrchu. Ak nie je určený povrch tak funguje ako Local
- Local vytvorí dočasné určenie povrchu a prichytí k najbližšiemu miestu

*Indikátor* (18) zobrazuje hodnotu sivej vo vybranom bode a polohu daného bodu (Obr. 7-21). V prípade ak je zapnuté prichytenie k povrchu (20) bude daný bod vytvárať iba na vytvorených povrchoch, pre iné umiestnenie je potrebné prichytenie vypnúť.





Meranie (19) má nasledujúce nástroje (Obr. 7-21):

- Vzdialenosť (distance) meranie medzi dvomi bodmi
- Uhol cez 4 body (Angle 4 points) prichytenie 2 bodov na každom ramene k povrchu, nepožaduje vrchol uhla
- Uhol cez 3 body (Angle 3 points) prichytenie koncových bodov na každom ramene a vrcholu uhla
- Dĺžka krivky (Polyline length) klikaním na povrch sa prichytávajú jednotlivé body a vytvárajú krivku. Úroveň jej zaoblenia je možné zvoliť v otvorenom menu od spájania úsečiek po úplné zakrivenie. Kvalita vytvorenej krivky závisí od počtu zvolených bodov.
- Caliper umožňuje merať vzdialenosť rovnako funkcia Vzdialenosť, na koncoch má ešte 2 prídavné čiary, ktoré je možné prichytiť k povrchu a merať kolmú vzdialenosť k prichytenej strane (ťahanie pomocou SHIFT)

## 7.6 Generovanie povrchu a export

Povrch v softvéri VG STUDIO MAX je vytvorený na základe určenia povrchu. Z vytvoreného povrchu je možné exportovať povrchový mesh model vo forme STL súboru alebo mračno bodov bez ich prepojenia. Nastavenia sú zobrazené na Obr. 7-22A. V záložke *General* je možné zvoliť jeden z prednastavených profilov čo sa týka kvality a použitého algoritmu, možnosť *Quick* generuje iba mračno bodov z povrchu bez akejkoľvek úpravy. Možnosti *Normal, Precice a Super precise* sa líšia hustotou meshu a úrovňou redukcie dát (Obr. 7-22B), možnosť *Simplification* slúži na jeho zjednodušenie pri dodržaní zadanej tolerancie (Obr. 7-22C).

Základné nastavenia Rozlíšenie Zjednodušenie	A	Surface Extraction  Status Information Volume 1 selected. B
Stracton     Status information       Status information     Volume 1 selected.       General     Extraction       Preset selection     Simplification       - Surface definition     Image:	<ul> <li>Zvolený objem</li> <li>Definované parametre</li> <li>Načítanie/uloženie parametrov</li> <li>Definovanie povrchu</li> <li>Algoritmus</li> <li>Vytvorenie meshu alebo mračna bodov</li> </ul>	General     Extraction     Simplification       Image: Process of the system of the
Ceate closed surface	<ul> <li>Vytvorenie uzavretého povrchu</li> <li>Vymeniť vonkajší a vnútorný povrch</li> <li>Export do súboru</li> <li>Umiestnenie do scény</li> <li>Vytvorenie mesh súboru</li> </ul>	General     Extraction     Simplification     C       Image: Tolerance:     0.011 mm     Image: Triangle limit:     1000

Obr. 7-22 Export do STL súboru

Upravené údaje alebo ich vybranú časť je možné exportovať vo forme objemových dát alebo sady obrázkov. V prípade exportu do DICOM dát je potrebné zvoliť východiskovú rovinu.



ÚLOHA 1.	Vysegmentovať kortikálnu a spongióznu kosť pomocou funkcie Treshold a na ich spojenie použiť funkciu logický súčet. Použitý SW – InVesalius, 3D Slicer
ÚLOHA 2.	Pomocou funkcií Draw a Erase vysegmentovať stavec chrbtice. Použitý SW – InVesalius, 3D Slicer
ÚLOHA 3.	Vysegmentovať mozog pomocou funkcie Watershade. Použitý SW – InVesalius, 3D Slicer
ÚLOHA 4.	Vysegmentovať vybranú štruktúru pomocou funkcie Region Growing, Použitý SW – InVesalius, 3D Slicer
ÚLOHA 5.	Použiť nástroj Vystrihovanie na úpravu zadanej štruktúry. Použitý SW – 3D Slicer
ÚLOHA 6.	Exportovať vysegmentovanú štruktúru do formátu STL. Použitý SW – InVesalius, 3D Slicer
ÚLOHA 7.	Namerať definované rozmery na vytvorenej štruktúre v 2D a 3D. Použitý SW – InVesalius, 3D Slicer, myVGL
ÚLOHA 8.	Import RAW dát do softvéru. <del>Použitý SW –</del> InVesalius, 3D Slicer
ÚLOHA 9.	Použitie Window/Level na nastavenie zobrazenia vybranej štruktúry. Použitý SW – InVesalius, 3D Slicer
ÚLOHA 10.	Použite funkciu Grow from seeds. Použitý SW – 3D Slicer
ÚLOHA 11.	Použite funkciu Fill between slices. Použitý SW – 3D Slicer
ÚLOHA 12.	Použite funkciu Hollow. <mark>Použitý SW –</mark> 3D Slicer
ÚLOHA 13.	Použite v zadanom skene pri segmentácii funkcie logický súčet, rozdiel a prienik. Použitý SW – InVesalius, 3D Slicer
ÚLOHA 14.	Porovnajte rozdiel medzi povrchom vytvoreným funkciou Treshold a Region growing, Použitý SW – InVesalius, 3D Slicer
ÚLOHA 15.	Porovnajte výstupy v jednotlivých softvéroch vo pri rôznych nastaveniach exportu (viac modelov), Použitý SW – InVesalius, 3D Slicer
ÚLOHA 16.	Popíšte rozdiel medzi dátami z MRI a CT pri spracovaní dát a segmentácii. Použitý SW – InVesalius, 3D Slicer

POUŽITÁ LITERATÚRA – TEORETICKÁ ČASŤ

- [1] KRUTH, J.P. a kol.: *Computed tomography for dimensional metrology*. In: CIRP Annals, vol. 60, 2011, no.2, pp. 821-842, ISSN 0007-8506
- [2] TRNKA, A.: Základné štatistické metódy marketingového výskumu. In: Fakulta masmediálnej komunikácie. Univerzita sv. Cyrila a Metoda v Trnave. 116 s. 2016. ISBN 978-80-8105-768-7. Dostupné na: <u>https://fmk.sk/download/ucebnica-ZSMMV-2.pdf</u>
- [3] BRYJOVÁ, I.: Zpracování medicínských a obrazových dát. Opava: Slezská univerzita v
   Opavě, 2019, Dostupné na internete: <</li>
   https://repozitar.cz/repo/37495/Bryjova Z M A O D.pdf>
- [4] WELKENHUYZEN, F. a kol.: Industrial Computer Tomography for Dimensional Metrology: Overview of Influence Factors and Improvement Strategies. Optimess, 2009, ISBN: 978-90-423-0366-9
- [5] CIERNIAK, Robert; CIERNIAK, R. Some words about the history of computed tomography. Xray computed tomography in biomedical engineering, . [Online] 2011, 7-19. [cit. 12. 12. 2023.] Dostupné na internete: <<u>https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-0-85729-027-4\_2></u>
- [6] DE CHIFFRE, Leonardo, et al. Industrial applications of computed tomography. [Online] CIRP annals, 2014, 63.2: 655-677 [cit. 01. 01. 2023.] Dostupné na internete: <<u>https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0007850614001930></u>
- VILLARRAGA-GÓMEZ, Herminso; HERAZO, Ericka L.; SMITH, Stuart T. X-ray computed [7] tomography: from medical imaging to dimensional metrology. [Online] Precision Engineering, Dostupné 2019, 60: 544-569. [cit. 24. 01. 2023.] na internete: <a href="https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0141635919300376?casa">https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0141635919300376?casa</a> token=kTea2 7hJ0BwAAAAA:Nlkzh6N4P5ShExPpMzgaUPqfOz1TRrlIOFRx79pV5Q-X1IUyppqsFzhU TQzTOeZS5eq58-qgA>
- [8] KRUTH, Jean Pierre, et al. Computed tomography for dimensional metrology. [Online] CIRP annals, 2011, 60.2: 821-842. [cit. 09. 02. 2023.] Dostupné na internete: <<u>https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0007850611002083></u>
- [9] THOMPSON, Adam; LEACH, Richard. Introduction to industrial X-ray computed tomography. *Industrial X-ray computed tomography*, [Online] 2018, 1-23. [cit. 03. 03. 2023.] Dostupné na internete: <<u>https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-59573-3\_1></u>
- [10] Klinické CT NAETOM Alpha. [Online] Siemens, 2023. [cit. 01. 01. 2023.] Dostupné na internete: <<u>https://www.siemens-healthineers.com/cz/computed-tomography</u>>
- [11] DU PLESSIS, Anton, et al. Laboratory x-ray micro-computed tomography: a user guideline for biological samples. [Online] *Gigascience*, 2017, 6.6: gix027. [cit. 02. 04. 2023.] Dostupné na internete: <<u>https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5449646/></u>
- [12] Mikro-CT. [Online] Bruker, 2023. [cit. 01. 01. 2023.] Dostupné na internete: <a href="https://www.bruker.com/en/products-and-solutions/preclinical-imaging/micro-ct.html">https://www.bruker.com/en/products-and-solutions/preclinical-imaging/micro-ct.html</a>
- [13] What is the difference between in vivo micro-CT and ex vivo micro-CT scanning [Online] Micro Photonics Inc. [cit. 01. 01. 2023.] Dostupné na internete: <<u>https://www.microphotonics.com/what-is-the-difference-between-in-vivo-micro-ct-and-ex-vivo-micro-ct-scanning/></u>
- [14] SAITO, Shigeyoshi; MURASE, Kenya. Ex vivo imaging of mouse brain using micro-CT with non-ionic iodinated contrast agent: a comparison with myelin staining. *The British journal of radiology*, 2012, 85.1019: e973-e978. [cit. 02. 04. 2023.] Dostupné na internete: <<u>https://www.birpublications.org/doi/full/10.1259/bjr/13040401</u>>
- [15] MICRO PROTONICS INC.: What ic Micro-CT? An Introduction, 2020, Dostupné na internete: <u>https://www.microphotonics.com/what-is-micro-ct-an-introduction/#What%20is</u>
- [16] BRUKER: MicroCT Systems for Life Science. 2024, Dostupné na internete: <<u>http://www.rmi.cz/in-vivo-microct</u>>
- [17] BOŘUTA, P. a kol.: Štandardné postupy na vykonávanie lekárskeho ožiarenia pri diagnostike alebo liečbe v odbore RÁDIOLÓGIA. Bratislava: Ministerstvo zdravotníctva

Slovenskej republiky, 2019, Dostupné na internete: <<u>https://www.slovakradiology.sk/files/dokumenty/2019/Po%C4%8D%C3%ADta%C4</u> %8Dov%C3%A1%20tomografia%20-

%20%C5%A0DTP%20pri%20%20lek%C3%A1rskom%20o%C5%BEiaren%C3%AD.pdf

- [18] BUGYIOVÁ, K.: Počítačová tomografia CT vo veterinárnej medicíne. In: Sibra. Dostupné na internete: <<u>https://www.sibra.sk/clanok/pocitacova-tomografia-ct-vo-veterinarnej-medicine</u>>
- [19] QIMA LIFE SCIENCES: What Are The Differences Between In Vitro and Ex Vivo Models? Dostupné na internete: <u>https://qima-lifesciences.com/blog/blog-cosmetics/ex-vivo-vs-in-vitro</u>
- [20] CARL ZEISS: METROTOM. Visible Metrology, 2009, Dostupné na internete: <<u>https://smetrologia.sjf.tuke.sk/prospekty/met\_new\_en.pdf</u>>
- [21] CARL ZEISS: ZEISS Xradia 630 Versa introduces resolution performance for expanded research capabilities, 2023, Dostupné na internete: <<u>https://www.zeiss.com/microscopy/en/about-us/newsroom/press-</u> releases/2023/xradia-630-versa.html>
- [22] KIM, J. S. a kol.: Quantitative Three-Dimensional Analysis of Embryonic Chick Morphogenesis Via Microcomputed Tomography. In: The Anatomical Record, vol. 294, 2010, no. 1, pp. 1-10, ISSN 1932-8494
- [23] HENNING, A. L. a kol.: Quantitative three-dimensional imaging of live avian embryonic morphogenesis via micro-computed tomography. In: Development Dynamics, vol. 240, 2011, no. 8, pp. 1949-1957, ISSN 1097-0177
- [24] RZHEPAKOVSKY, I. a kol: High-Performance Microcomputing Tomography of Chick Embryo in the Early Stages of Embryogenesis. In: Applied Sciences, vol. 13, 2023, no. 19, ISSN 2076-3417
- [25] Extend the limits of your exploration -Carl Zeiss Xradia versa 620
- [26] Villarraga-Gómez, H., Crosby, K., Terada, M. et al. Assessing Electronics with Advanced 3D X-ray Imaging Techniques, Nanoscale Tomography, and Deep Learning. J Fail. Anal. and Preven. 24, 2113–2128 (2024). <u>https://doi.org/10.1007/s11668-024-01989-5</u>
- [27] <u>https://www.zeiss.com/microscopy/en/products/x-ray-microscopy/xradia-ultra.html#technology</u>
- [28] https://www.zeiss.com/microscopy/us/products/x-ray-microscopy/versaxrm.html
- [29] <u>https://nxct.ac.uk/facilities/manchester/zeiss-xradia-810-ultra/</u>
- [30] Fan, W., Zhang, J., Wang, N., Li, J., & Hu, L. (2023). The Application of Deep Learning on CBCT in Dentistry. Diagnostics, 13(12), 2056. <u>https://doi.org/10.3390/diagnostics13122056</u>
- [31] <u>https://jethrojeff.com/</u> Anatomy of CT scan
- [32] Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. Dento Maxillo Facial Radiology. 2015 ;44(1):20140224. DOI: 10.1259/dmfr.20140224. PMID: 25263643; PMCID: PMC4277439
- [33] Tóth, T., Živčák, J., Dovica, M., Hudák, R.: Aplikácia priemyselnej počítačovej tomografie, 1. vydanie, Košice, TU, 2016,180 s., ISBN 978-80-553-3107-2

# POUŽITÁ LITERATÚRA – ŠTÚDIE

- [1] Fedorko G, Molnár V, Dovica M, et al. Analysis of defects in carcass of rubber–textile conveyor belts using metrotomography. Journal of Industrial Textiles. 2018;47(7):1812-1829. doi:10.1177/1528083717710712
- [2] Fedorko G, Molnár V, Dovica M, et al. Analysis of defects in carcass of rubber–textile conveyor belts using metrotomography. Journal of Industrial Textiles. 2018;47(7):1812-1829. doi:10.1177/1528083717710712

- [3] Fedorko G, Molnár V, Michalik P, Dovica M, Kelemenová T, Tóth T. Failure analysis of conveyor belt samples under tensile load. Journal of Industrial Textiles. 2019;48(8):1364-1383. doi:10.1177/1528083718763776
- [4] Pal, S., Gubeljak, N., Bončina, T. et al. The effects of locations on the build tray on the quality of specimens in powder bed additive manufacturing. Int J Adv Manuf Technol 112, 1159–1170 (2021). https://doi.org/10.1007/s00170-020-06563-5
- [5] Hudák, R.; Schnitzer, M.; Králová, Z.O.; Gorejová, R.; Mitrík, L.; Rajťúková, V.; Tóth, T.; Kovačević, M.; Riznič, M.; Oriňaková, R.; et al. Additive Manufacturing of Porous Ti6Al4V Alloy: Geometry Analysis and Mechanical Properties Testing. Appl. Sci. 2021, 11, 2611. https://doi.org/10.3390/app11062611
- [6] Kresakova, L.; Danko, J.; Vdoviakova, K.; Medvecky, L.; Zert, Z.; Petrovova, E.; Varga, M.; Spakovska, T.; Pribula, J.; Gasparek, M.; et al. In Vivo Study of Osteochondral Defect Regeneration Using Innovative Composite Calcium Phosphate Biocement in a Sheep Model. Materials 2021, 14, 4471. https://doi.org/10.3390/ma14164471
- [7] Petrovova, E.; Tomco, M.; Holovska, K.; Danko, J.; Kresakova, L.; Vdoviakova, K.; Simaiova, V.; Kolvek, F.; Hornakova, P.; Toth, T.; et al. PHB/CHIT Scaffold as a Promising Biopolymer in the Treatment of Osteochondral Defects—An Experimental Animal Study. Polymers 2021, 13, 1232. https://doi.org/10.3390/polym13081232
- [8] Teleky, J., Melnik, O., Tóth, T. et al. Craniometry of the Slovak northeastern beavers (Castor fiber) in comparison with the Ukrainian and Polish populations and contribution to the knowledge of the enamel thickness of beaver's incisors. Biologia 73, 379–387 (2018). https://doi.org/10.2478/s11756-018-0050-5
- Fedorko, G., Molnar, V., Dovica, M., Toth, T., Soos, L., Fabianova, J., & Pinosova, M. (n.d.).
   Failure analysis of irreversible changes in the construction of car tyres. Engineering
   Failure Analysis, 104, 399–408. https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2019.05.035
- [10] Balogová, A. F., Hudák, R., Tóth, T., Schnitzer, M., Feranc, J., Bakoš, D., & Živčák, J. (2018). Determination of geometrical and viscoelastic properties of PLA/PHB samples made by additive manufacturing for urethral substitution. Journal of Biotechnology, 284, 123– 130. https://doi.org/10.1016/j.jbiotec.2018.08.019
- [11] Fedorko, G., Molnar, V., Marasova, D., Grincova, A., Dovica, M., Zivcak, J., Toth, T., & Husakova, N. (2013). Failure analysis of belt conveyor damage caused by the falling material. Part II: Application of computer metrotomography. Engineering Failure Analysis, 34, 431–442. https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2013.09.016
- [12] Fedorko, G., Molnar, V., Marasova, D., Grincova, A., Dovica, M., Zivcak, J., Toth, T., & Husakova, N. (2013a). Failure analysis of belt conveyor damage caused by the falling material. Part I: Experimental measurements and regression models. Engineering Failure Analysis, 36, 30–38. https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2013.09.017
- [13] Fedorko, G., Molnar, V., Grincova, A., Dovica, M., Toth, T., Husakova, N., Taraba, V., & Kelemen, M. (2014). Failure analysis of irreversible changes in the construction of rubber-textile conveyor belt damaged by sharp-edge material impact. Engineering Failure Analysis, 39, 135–148. https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2014.01.022
- [14] Fedorko, G., Molnar, V., Dovica, M., Toth, T., & Kopas, M. (2014). Analysis of pipe conveyor belt damaged by thermal wear. Engineering Failure Analysis, 45, 41–48. https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2014.06.016
- [15] Failure analysis of irreversible changes in the construction of the damaged rubber hoses
- [16] Fedorko, G., Molnár, V., Michalik, P., Dovica, M., Tóth, T., & Kelemenová, T. (2016). Extension of inner structures of textile rubber conveyor belt – Failure analysis.

EngineeringFailureAnalysis,70,22–30.https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2016.07.006

- [17] Tkac, J.; Toth, T.; Fedorko, G.; Molnar, V.; Dovica, M.; Samborski, S. Surface Evaluation of Gyroid Structures for Manufacturing Rubber–Textile Conveyor Belt Carcasses Using Micro-CT. Polymers 2024, 16, 48. https://doi.org/10.3390/polym16010048
- [18] Tkac, J.; Toth, T.; Mizera, O.; Molnar, V.; Fedorko, G.; Dovica, M. Comparison of Quality of Porous Structure Specimens Produced by Different Additive Technologies and from Different Materials. Appl. Sci. 2024, 14, 648. https://doi.org/10.3390/app14020648
- [19] Tkac, J., Toth, T., Molnar, V., Dovica, M., & Fedorko, G. (2022). Possibilities of analysis of porous structures using industrial computed tomography. Engineering Failure Analysis, 137, 106296. https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2022.106296
- [20] Tkac, J., Toth, T., Molnar, V., Dovica, M., & Fedorko, G. (2022b). Observation of porous Structure's deformation wear after axial loading with the use of Industrial computed tomography (CT). Measurement, 200, 111631. https://doi.org/10.1016/j.measurement.2022.111631
- [21] Balogová, A.F.; Trebuňová, M.; Bačenková, D.; Kohan, M.; Hudák, R.; Tóth, T.; Schnitzer, M.; Živčák, J. Impact of In Vitro Degradation on the Properties of Samples Produced by Additive Production from PLA/PHB-Based Material and Ceramics. Polymers 2022, 14, 5441. <u>https://doi.org/10.3390/polym14245441</u>

# POUŽITÁ LITERATÚRA – PRAKTICKÁ ČASŤ

- [1] InVesalius, manuál k softvéru, dostupný v softvéri alebo online na: https://invesalius.github.io/docs/user\_guide/user\_guide.html#data-export
- [2] 3D slicer, manuál k softvéru, dostupný online na: https://slicer.readthedocs.io/en/latest/index.html
- Fedorov A., Beichel R., Kalpathy-Cramer J., Finet J., Fillion-Robin J-C., Pujol S., Bauer C., Jennings D., Fennessy F.M., Sonka M., Buatti J., Aylward S.R., Miller J.V., Pieper S., Kikinis R. 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network. Magnetic Resonance Imaging. 2012 Nov;30(9):1323-41. PMID: 22770690. PMCID: PMC3466397.
- [4] VGStudio MAX, manuál k softvéru, dostupný v softvéri
- [5] https://www.youtube.com/watch?v=2gWv4f-2zrA&list=PLwhCCyiB0ZkYHlx19a-N35L53LS4yMc37&ab\_channel=BrandonHoltDesigns
- [6] https://www.youtube.com/@medslicer2554/videos
- [7] https://www.youtube.com/watch?v=8YOMLjM8OjE&list=PLY7NuCk4d2jSvNnH7BCLU RLRNRdwDLZxO&ab\_channel=MichaelFassbind
- [8] <u>https://www.youtube.com/@PerkLabResearch/videos</u>
- [9] https://www.youtube.com/watch?v=QTEti9aY0vs&list=PLeaIM0zUlEqswa6Pskg9uMq1 5LiWWYP39&ab\_channel=JanWitowski
- [10] https://www.youtube.com/@3DSlicerChannel/videos
- [11] <u>https://www.youtube.com/watch?v=tLYhfPaMhFY&list=PL7qlPou4SgMRTyKleHBzMnil</u> <u>n3vns34-r&ab\_channel=MachineMindscape</u>
- [12] https://www.youtube.com/@glenhintz6457
- [13] <u>https://www.youtube.com/@deleonlab/videos</u>

Teodor TÓTH, Tomáš BALINT

# Priemyselná počítačová tomografia v interdisciplinárnom priestore

1.vydanie

Náklad: Elektronická publikácia

89 strán, 110 obrázkov, 9 tabuliek

Rok vydania 2024

Vydavateľ: Strojnícka fakulta Technickej univerzity v Košiciach

Tlač: Strojnícka fakulta

ISBN 978-80-553-4747-9



# Impulz pre tvoju kariéru







Strojnícka fakulta TUKE



Strojnícka fakulta TUKE