

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA STROJNÍ
ÚSTAV TECHNOLOGIE OBRÁBĚNÍ, PROJEKTOVÁNÍ A
METROLOGIE



DIPLOMOVÁ PRÁCE

VLIV PROCESNÍCH PARAMETRŮ VÝPOČETNÍ
TOMOGRFIE NA PŘESNOST MĚŘENÍ POROZITY

INFULENCE OF COMPUTED TOMOGRAPHY PROCESS
PARAMETERS ON POROSITY MEASUREMENT ACCURACY

AUTOR: Ondřej Gregor

STUDIJNÍ PROGRAM: Výrobní inženýrství

VEDOUCÍ PRÁCE: Ing. Libor Beránek, Ph.D.

PRAHA 2023



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Gregor** Jméno: **Ondřej** Osobní číslo: **483349**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávající katedra/ústav: **Ústav technologie obrábění, projektování a metrologie**
Studijní program: **Výrobní inženýrství**
Specializace: **Bez specializace**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Vliv procesních parametrů výpočetní tomografie na přesnost měření porozity

Název diplomové práce anglicky:

Influence of computed tomography process parameters on porosity measurement accuracy

Pokyny pro vypracování:

Využití výpočetní tomografie v oblasti kontroly kvality.
Zkoušení přesnosti CT.
Kalibrace zkušebního artefaktu s referenčními vadami.
Vliv vybraných parametrů procesu skenování a zpracování dat na přesnost hodnocení porozity.

Seznam doporučené literatury:

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Libor Beránek, Ph.D. ústav technologie obrábění, projektování a metrologie FS

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **31.03.2023**

Termín odevzdání diplomové práce: **31.07.2023**

Platnost zadání diplomové práce: _____

Ing. Libor Beránek, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

Ing. Libor Beránek, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracoval samostatně, a to výhradně s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citovaných zdrojů. Dále souhlasím s využitím výsledků diplomové práce v rámci publikační činnosti, pokud budu uveden jako spoluautor.

V Praze dne 31.7.2023

Ondřej Gregor

Poděkování

Děkuji vedoucímu mé diplomové práce Ing. Liborovi Beránkovi, Ph.D. za jeho příkladné vedení, ochotu a trpělivý přístup. Děkuji své rodině za poskytnuté zázemí a celoživotní podporu.

Abstrakt

Tato diplomová práce popisuje problematiku měření porozity s využitím počítačové tomografie. V práci je představeno široké portfolio využití dané technologie napříč konkrétními oblastmi kontroly kvality. Dále jsou v práci blíže charakterizovány základní principy fungování technologie počítačové tomografie. Konkrétně jsou popsány stěžejní fyzikální jevy stojící za procesem tvorby obrazu, stejně tak i základní konstrukční prvky zařízení a hlavní myšlenky výpočetních algoritmů. Práce rovněž zahrnuje výčet a popis jednotlivých faktorů ovlivňujících přesnost měření. Zmíněna je jak problematika zkoušení přesnosti výpočetních tomografů, tak problematika přesnosti měření porozity. Výstupem této práce je kvantitativní hodnocení vztahů mezi jednotlivými procesními parametry a výslednou přesností měření porozity, včetně vysvětlení souvisejících jevů. Krátká pasáž je věnována také zásadám produktivního přístupu k měření.

Klíčová slova

Výpočetní tomografie, nedestruktivní kontrola kvality, měření porozity, přesnost měření CT, procesní parametry CT, urychlovací napětí a proud, voxel, integrační čas, zesílení, filtry

Abstract

This diploma thesis focuses on the issue of porosity measurement utilizing computed tomography. The wide portfolio of the technology's applications across specific areas of quality control is presented. Moreover, an introduction of the fundamental principles of computed tomography technology is included. More specifically, the key physical phenomena underlying the image reconstruction process, as well as the essential components of the device and the main ideas behind computational algorithms. The thesis also marks out a list of crucial factors influencing measurement accuracy. Both the testing procedures of CT devices and the limits of porosity measurement accuracy are covered. The outcome of this study is represented by quantitative evaluation of the relationships between various process parameters and the resulting accuracy of porosity measurement including explanations of related phenomena. The thesis is enclosed by brief section dedicated to the principles of a productive approach to measurement process.

Keywords

Computed tomography, nondestructive testing, porosity measurement, CT measurement accuracy, process parameters of CT, tube voltage and current, voxel, integration time, gain, filters

Obsah

| | |
|--|----|
| Prohlášení..... | 3 |
| Poděkování..... | 4 |
| Abstrakt..... | 5 |
| Klíčová slova..... | 5 |
| Abstract..... | 5 |
| Keywords..... | 5 |
| 1 Úvod..... | 1 |
| 2 Využití výpočetní tomografie v oblasti kontroly kvality..... | 2 |
| 2.1 Nedestruktivní kontrola..... | 3 |
| 2.2 Rozměrová kontrola..... | 4 |
| 2.3 Analýza porozity..... | 6 |
| 2.4 Omezení výpočetní tomografie..... | 6 |
| 3 Princip výpočetní tomografie..... | 7 |
| 3.1 Historický vývoj technologie výpočetní tomografie..... | 8 |
| 3.2 Výpočetní tomografie pro průmyslové aplikace..... | 12 |
| 3.3 Fyzikální principy využívané ve výpočetní tomografii..... | 13 |
| 3.3.1 Mechanismy vzniku rentgenového záření..... | 13 |
| 3.3.2 Spektrum rentgenového záření..... | 14 |
| 3.3.3 Interakce rentgenového záření s materiálem..... | 17 |
| 3.4 Konstrukce průmyslových výpočetních tomografů..... | 21 |
| 3.4.1 Zdroj rentgenového záření..... | 21 |
| 3.4.2 Detektor..... | 27 |
| 3.4.3 Kinematika soustavy zdroj – předmět – detektor..... | 32 |
| 3.4.4 Filtr..... | 33 |
| 3.4.5 Ostatní a speciální konstrukční prvky..... | 34 |
| 3.5 Tvorba obrazu..... | 35 |
| 3.5.1 Zpracování obrazu..... | 35 |
| 3.5.2 Rekonstrukce obrazu..... | 38 |
| 4 Faktory ovlivňující přesnost měření..... | 41 |
| 4.1 Podmínky vzniku ideálního obrazu..... | 41 |
| 4.2 Zdroje chyb při měření na výpočetním tomografu..... | 43 |
| 4.2.1 Zařízení..... | 43 |
| 4.2.2 Měřený díl..... | 45 |

| | | |
|-------|---|-----|
| 4.2.3 | Zpracování dat..... | 46 |
| 4.2.4 | Vliv operátora..... | 46 |
| 4.2.5 | Měřicí podmínky..... | 47 |
| 4.3 | Artefakty zobrazení..... | 48 |
| 4.3.1 | Penumbra artefakt..... | 48 |
| 4.3.2 | Artefakt utvrzování svazku..... | 49 |
| 4.3.3 | Artefakt rozptylu záření..... | 49 |
| 4.3.4 | Artefakt kuželového svazku..... | 50 |
| 4.3.5 | Artefakt vznikající při špatném seřazení kinematických os stroje..... | 51 |
| 4.3.6 | Artefakt vznikající při pohybu měřeného dílu..... | 52 |
| 5 | Zkoušení přesnosti výpočetních tomografů..... | 53 |
| 5.1 | Standardně prováděné kvalifikační úlohy..... | 53 |
| 5.2 | Standardizace přijímacích a ověřovacích zkoušek..... | 56 |
| 6 | Měření porozity na výpočetním tomografu..... | 58 |
| 7 | Zkušební etalon s referenčními vadami..... | 62 |
| 7.1 | Popis experimentu a zkušební etalonu..... | 62 |
| 7.2 | Kalibrace zkušební etalonu..... | 65 |
| 8 | Vliv vybraných procesních parametrů na přesnost měření porozity..... | 68 |
| 8.1 | Volba zkoumaných procesních parametrů..... | 69 |
| 8.1.1 | Příprava měření..... | 69 |
| 8.1.2 | Měření na výpočetním tomografu..... | 71 |
| 8.1.3 | Vyhodnocení měřených dat..... | 77 |
| 8.2 | Diskuse výsledků..... | 80 |
| 8.2.1 | Vliv tloušťky mechanického filtru..... | 80 |
| 8.2.2 | Vliv integračního času a zesílení detektoru..... | 88 |
| 8.2.3 | Vliv energie záření..... | 97 |
| 8.2.4 | Vliv velikosti voxelu..... | 102 |
| 8.3 | Přesnost a produktivita měření..... | 110 |
| 9 | Závěr..... | 112 |
| | Citovaná literatura..... | 115 |
| | Seznam zkratk..... | 117 |
| | Seznam obrázků..... | 118 |
| | Seznam grafů..... | 120 |
| | Seznam tabulek..... | 122 |
| | Seznam příloh..... | 122 |

1 Úvod

V rámci celosvětového technologického rozvoje dochází v průmyslu k neustálému posouvání hranic výkonnosti technických zařízení. Situace není jiná ani na poli metrologie, kde během několika posledních desítek let došlo k vývoji tak sofistikovaných měřicích systémů, o kterých by si inženýři minulosti mohli nechat zdát. Jednou z technologií, která přináší do odvětví přesného měření zcela jedinečné možnosti, je výpočetní tomografie. Výpočetní tomografie představuje fenomén, v němž je realizován průnik přesného měření a nedestruktivní kontroly kvality. Vývoj tohoto sofistikovaného zařízení je postaven na kombinaci nejhodnotnějšího know-how z řady technických odvětví. Vysoce precizní mechanická část zařízení podpořená funkcemi výkonných matematických algoritmů umožňuje využití počítačové tomografie v celé řadě metrologických aplikací.

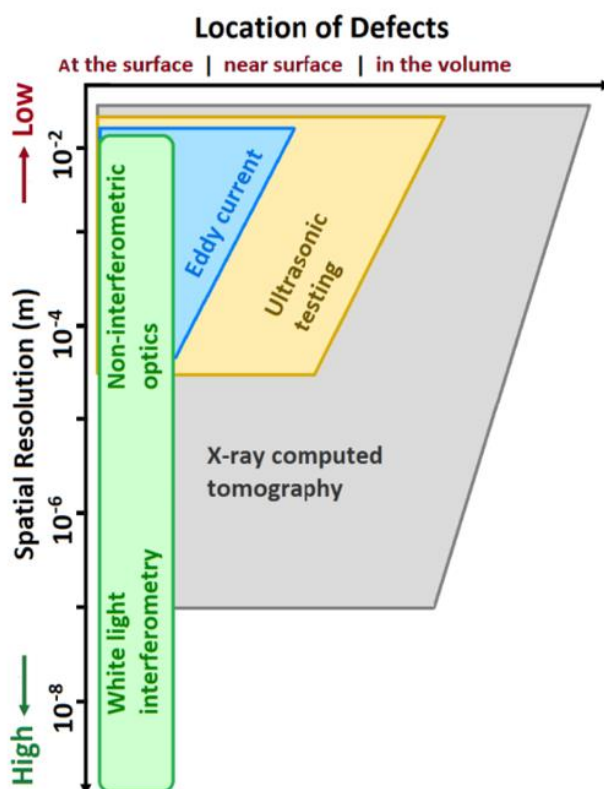
Dnes se výpočetní tomografie využívá v průmyslu zejména k nedestruktivní kontrole kvality zahrnující detekci a hodnocení vnitřních defektů, ke kontrole rozměrových charakteristik, nebo ke kontrole funkčních celků sestav. Tato práce se zaměřuje zejména na problematiku měření porozity, nicméně popsány budou všechny obecné principy fungování zařízení. V úvodní kapitole bude představen aplikační potenciál této pokročilé technologie. Následovat bude popis funkčního principu výpočetní technologie s důrazem na využívané fyzikální principy, konstrukci zařízení a základy tvorby obrazu. Dále budou představeny faktory, které přesnost měření na výpočetním tomografu ovlivňují. Krátký přehled je věnován také aktuálně využívaným postupům zkoušení přesnosti tomografů a výzkumu v oblasti měření porozity. Ve zbytku práce bude představen provedený experiment, jehož průběh a výsledky budou nakonec kriticky zhodnoceny.

Cílem této práce je souhrnně zhodnotit problematiku měření porozity s využitím počítačové tomografie v teoretické i praktické rovině. Nosná část této práce je věnována popisu závislostí mezi nastavením procesních parametrů zařízení a výslednou přesností měření porozity. Ambicí této práce není nalezení optimálních podmínek měření, ani vytvoření metodiky měření vedoucí k dosažení maximální přesnosti měření. Hlavní snahou je popsat specifika vlastní procesu měření porozity, zhodnotit důležitost volby jednotlivých procesních parametrů na základě experimentálně získaných argumentů, a podnítit navazující výzkum, který se potenciálně zaměří na konkrétní oblasti zkoumané problematiky důkladněji.

2 Využití výpočetní tomografie v oblasti kontroly kvality

Počítačová tomografie je pokročilá technologie, která využívá rentgenové záření k vytvoření prostorového obrazu měřeného dílu. Vytvářený 3D obraz vzniká rekonstrukcí jednotlivých 2D snímků, které vznikají zachycením procházejícího rentgenového záření skrz měřený díl. Informace charakteristická pro průchod záření v jednotlivých částech měřeného dílu odpovídá hodnotám koeficientu útlumu. Obrazová data zaznamenaná na detektoru jsou následně pomocí matematických algoritmů rekonstruována do výsledné podoby prostorového obrazu. V porovnání s prvními zařízeními využívající svazek rentgenového záření pro zobrazování vnitřních struktur došlo v oblasti tomografie k obrovskému pokroku. První zařízení byla využívána zejména pro medicínské účely, odkud byl následně funkční princip přenesen pro průmyslové využití. V této kapitole bude souhrnně popsáno, jaké možnosti přináší počítačová tomografie konkrétně v oblasti kontroly kvality.

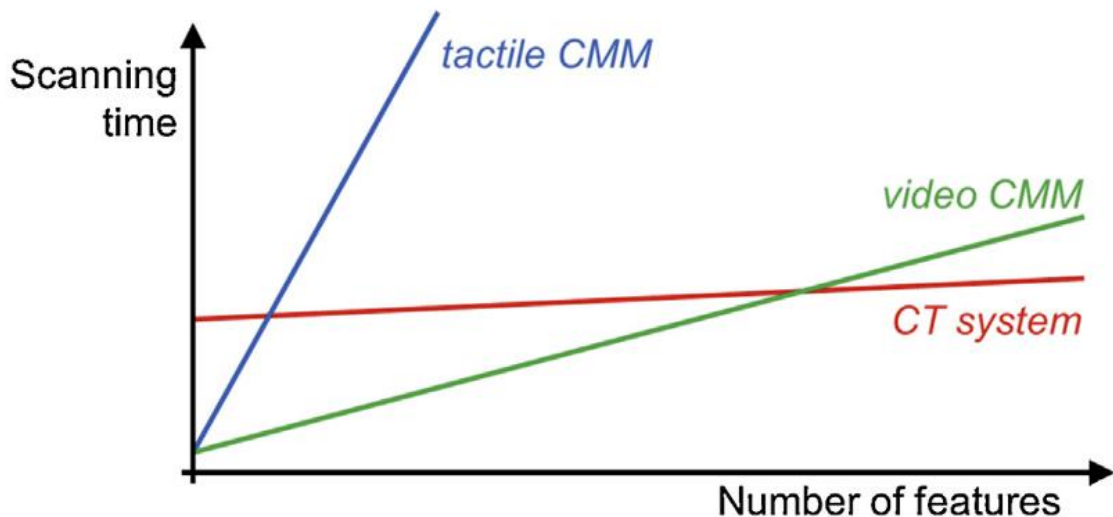
S příchodem technologie výpočetní tomografie došlo k revoluci v oblasti nedestruktivní kontroly vnitřních vad. Technologie CT (Computed Tomography = výpočetní tomografie) přinesla značné možnosti zejména v problematice přesného měření uzavřených struktur. V porovnání s nejčastěji používanými technologiemi k detekci vnitřních vad, jakými jsou například ultrazvuková metoda, či metoda měření využívající vířivé proudy, umožňuje počítačová tomografie mimo samotnou detekci vnitřních defektů určit i jejich velikost, tvar, orientaci a umístění v prostoru – to vše navíc s vysokou přesností. Porovnání technologie CT s ostatními metodami nedestruktivní kontroly je schematicky znázorněno na následujícím obrázku. (1) (2) (3) (4)



Obrázek 1 - Porovnání využívaných nedestruktivních metod kontroly (2)

Další unikátní vlastností technologie CT spočívá v akvizici vysokého počtu měřených bodů, kdy v tomto ohledu nenachází mezi ostatními metodami měření konkurenci. V rámci jednoho skenu je totiž s vysokou hustotou nasnímán nejen povrch měřeného dílu, jako tomu je například u měření pomocí

laser scanneru, ale celý jeho objem. Vysoký počet snímaných bodů umožňuje snímat s vysokou přesností i velmi členité a nepravidelné geometrie. Toho bývá často využíváno v rámci reverzního inženýrství, kdy je navíc z naměřených dat možné přímo bez nutnosti dalšího zpracování generovat 3D modely měřených dílů. Kompletní 3D data popisující měřený díl jsou navíc získána během jediného měření, což může přinášet v řadě případů významné časové úspory. Následující obrázek jsou porovnány jednotlivé metody měření na základě celkového času skenování a počtu měřených prvků. V případě, kdy je potřeba měřit velký počet prvků, se měření s pomocí výpočetní tomografie jeví jako optimální možnost. Blíže budou jednotlivé aplikační možnosti CT popsány v následujících podkapitolách. (1) (2) (3) (4)



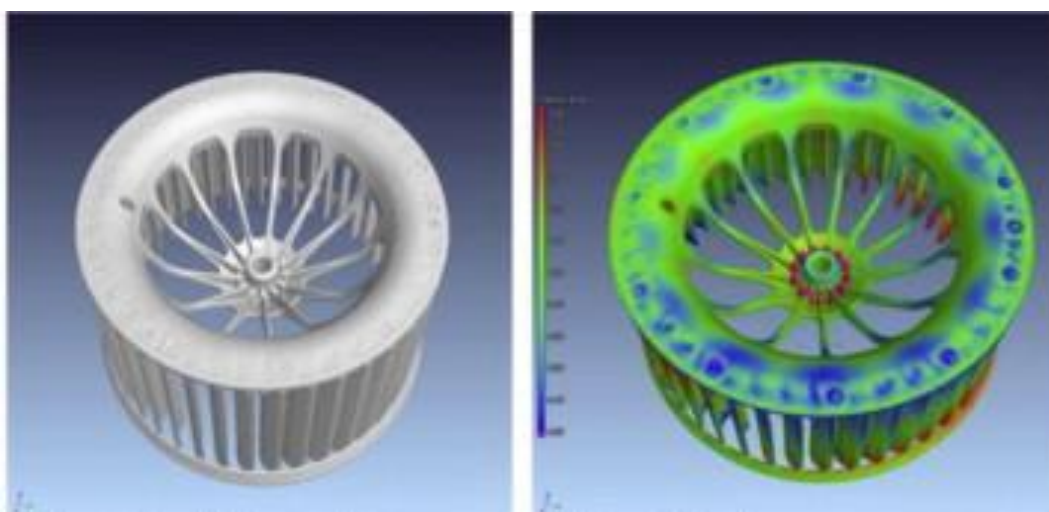
Graf 1 - Porovnání měřicích časů jednotlivých technologií v závislosti na počtu kontrolovaných prvků (1)

2.1 Nedestruktivní kontrola

Ze všech metod nedestruktivní kontroly se k detekci vnitřních vad nejčastěji využívá metoda ultrazuková a počítačová tomografie. Ultrazukovou metodou je možné účinně detekovat větší vnitřní vady v materiálu a spolehlivě určit, v jaké hloubce pod povrchem se nacházejí a jaký mají charakteristický rozměr. Tato metoda nicméně není vhodná pro přesné stanovení objemu a tvaru zmíněného druhu vad. V problematice stanovení přesné polohy a tvaru podpovrchových vad je v dnešní době dosahováno nejlepších výsledků s využitím počítačové tomografie. Jak již bylo zmíněno v úvodu kapitoly, na rozdíl od ultrazvuku má počítačová tomografie jednu zásadní výhodu, a sice možnost s vysokou přesností zachytit a zobrazit prostorovou informaci pod povrchem zkoumaného materiálu. Nedestruktivní a zároveň přesné měření přináší řadu možností, které jiné technologie nenabízí. Druhým extrémem, a sice příkladem speciálního využití technologie CT, je takzvané 4D měření (3D + dimenze času), v rámci kterého lze pozorovat změnu vnitřních struktur v čase na základě vnějšího silového působení. Tímto způsobem je například možné sledovat skutečnou deformaci dílů při chodu, nebo charakter šíření trhlin při namáhání dílu. (1) (2) (3) (5)

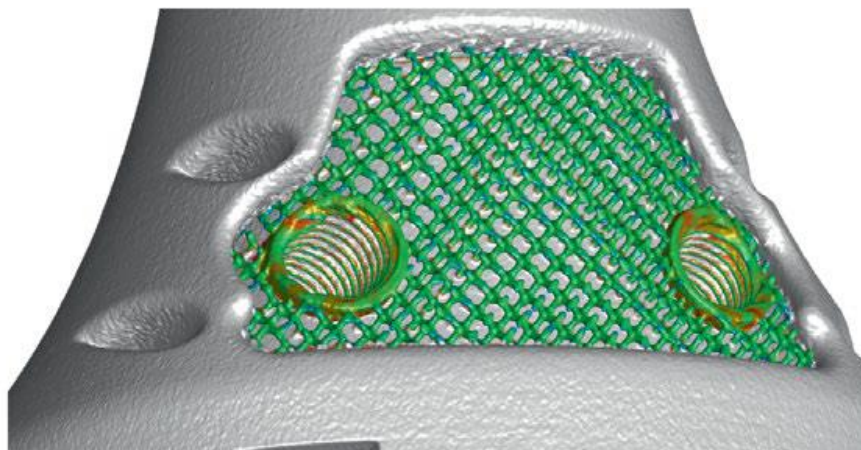
2.2 Rozměrová kontrola

V oblasti metrologie našla technologie výpočetní tomografie uplatnění zejména v rozměrové kontrole vnějších i vnitřních struktur. Kontrola rozměrů je realizována odměřováním přímo ze souboru zpracovaných 3D dat. Podobně jako u metod souřadnicového měření lze částem skenů přiřazovat ideální geometrické elementy. Kompletní sada prostorových dat rovněž umožňuje porovnávat naskenovanou geometrii jako celek přímo s CAD modelem. Výstupem bývají zpravidla barevné mapy lokálních odchylek od referenčního modelu – vizte Obrázek 2. Jednou z hlavních výhod, která již byla naznačena v předešlé kapitole, je kompaktnost měřených dat. Na základě jednoho provedení měření tak lze realizovat všechny rozměrové analýzy v rámci analytického softwaru najednou, což je z hlediska procesu kontroly kvality jak pohodlné, tak časově úsporné. Dalším benefitem měření na CT je skutečnost, že během měření není předmět měření deformován měřicí silou. (1) (2) (3) (5)



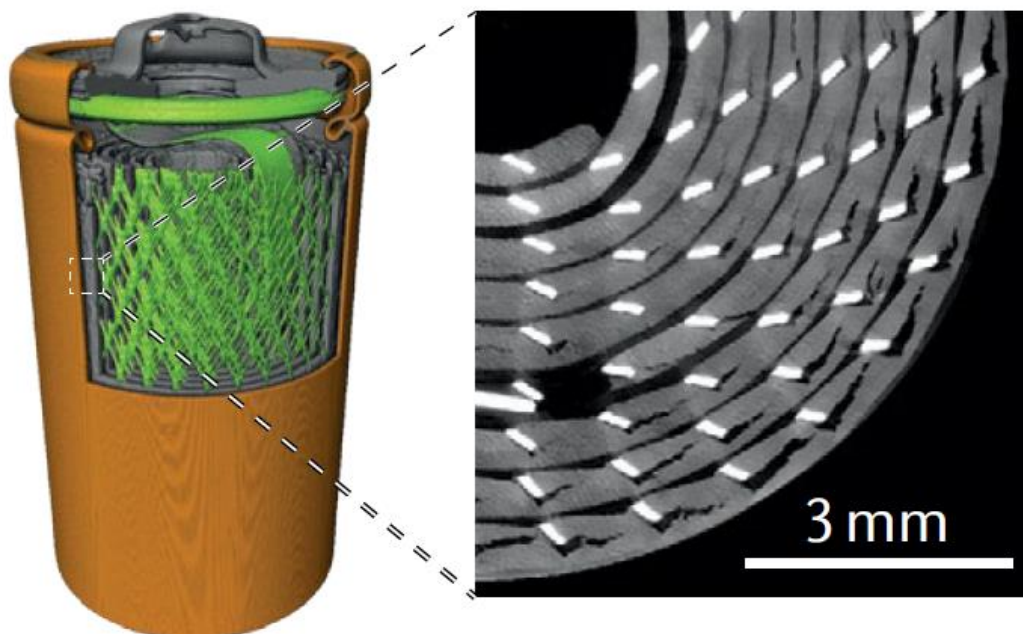
Obrázek 2 - Stanovení úchylek rozměrů měřeného dílu vzhledem k CAD modelu (1)

Možnosti rozměrové kontroly nejsou omezeny výhradně na kontrolu jednotlivých charakteristik – dále je možné vyhodnocovat **tloušťky stěn**, analyzovat tvar a vzájemnou polohu elementů ve struktuře práškových materiálů. Stejně tak je možné efektivně hodnotit pravidelnost **lattice struktur** vyrobených technologií kovového 3D tisku. Takové struktury nacházejí uplatnění v leteckém průmyslu, kde jsou využívány s cílem úspory hmotnosti dílů, stejně tak v medicínských aplikacích, konkrétně v oblasti věnující se vývoji kloubních implantátů a zubních protéz. Ukázka lattice struktury je uvedena na následujícím obrázku. (1) (2) (3) (5)



Obrázek 3 - Kontrola lattice struktury pomocí počítačové tomografie (3)

Zcela jedinečného uplatnění nachází technologie CT v analýze **sestavných celků**. Mimo počítačovou tomografii totiž neexistuje jiná měřicí technologie, která by dokázala zaznamenat kompletní geometrii sestavy bez nutnosti jejího rozebrání. Vývoj přesného měření s využitím počítačové tomografie tak přináší revoluční přístup v kontrole uzavřených celků obsahujících elektronické součástky. Podobně důležitou roli hraje technologie CT při zjišťování stupně degradace baterií (Obrázek 4) a palivových článků. (1) (2) (3) (5)

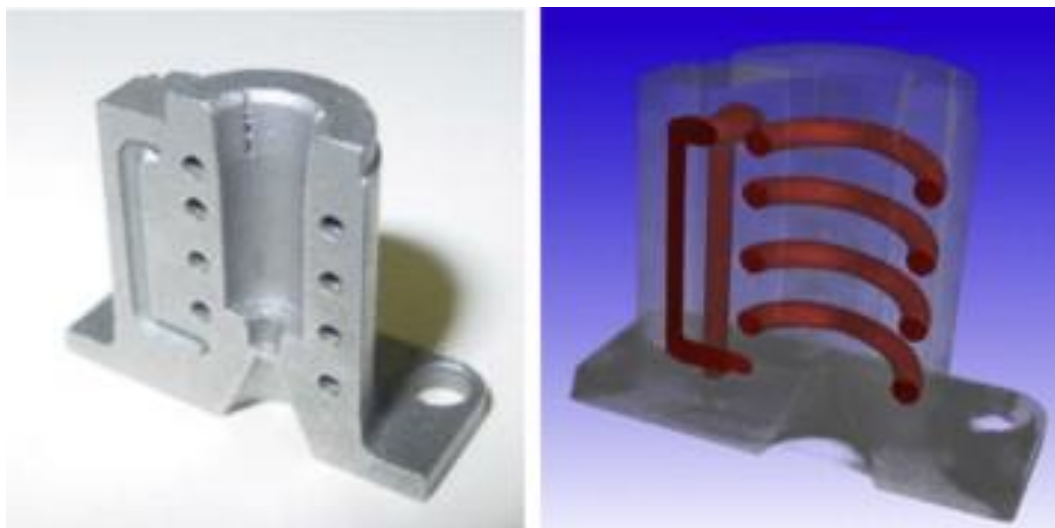


Obrázek 4 - Kontrola baterií na CT (3)

Analogický přístup lze uplatnit při kontrole vnitřní struktury **kompozitních materiálů**. Znalost vnitřní struktury kompozitu může hrát významnou roli v průběhu optimalizace výrobního procesu, kdy je nutné v krátkém čase zhodnotit rozmístění a orientaci vláken v matrici. V rámci regulace výrobního procesu na základě rychlé zpětné vazby získané měřením hraje měření na CT významnou roli při analýze porozity. (1) (2) (3) (5)

2.3 Analýza porozity

Jak již bylo zmíněno v úvodu kapitoly, jednou z typických domén nedestruktivní kontroly vnitřních defektů s využitím výpočetní tomografie je detekce nehomogenit v materiálu. Ať se jedná o uzavřenou dutinu (pór), vměstek, nebo trhlinu, s ohledem na správnou funkci součásti je nutná znalost jejich umístění, velikosti, tvaru i orientace. Všechny tyto informace dokáže výpočetní tomografie poskytovat, a to navíc s vysokou přesností. Příklad zobrazení vnitřní struktury je možné pozorovat níže na obrázku. Problematika měření porozity bude ještě blíže popsána v samostatné kapitole. (1) (2) (3) (5)



Obrázek 5 - Kontrola vnitřní geometrie (1)

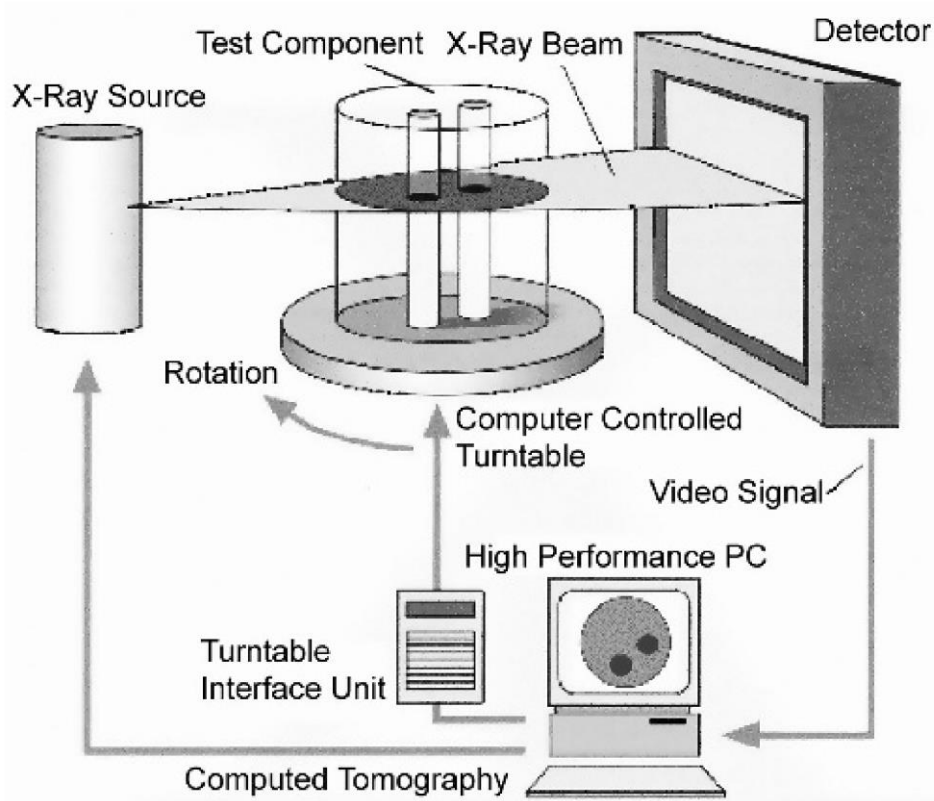
2.4 Omezení výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie, stejně jako každá jiná technologie, skýtá i řadu omezení. Omezujícími faktory jsou obecně fyzikální principy, na nichž je technologie CT postavena, konstrukční omezení stroje, vlastnosti měřených dílů a schopnosti operátorů. Z hlediska **měřených dílů** představují limitní faktory jejich velikost, hmotnost a druh materiálu. Maximální velikost dílu je dána rozměry stroje, maximální hmotnost je omezena nosností otočného stolu, na který jsou měřené díly při měření upínány. Vlastností materiálu, která ovlivňuje nejen přesnost, ale vůbec možnost realizovat měření, je jeho hustota (resp. atomové číslo – bude dále popsáno). Materiály s vysokou hustotou totiž není možné vzhledem k omezenému výkonu zdroje rentgenového záření dostatečně prozářit. Ne tak úplně samotná funkce, nýbrž míra využití potenciálu, který měření na CT nabízí, leží v rukou **obsluhy** stroje. K vysoké komplexnosti měřicího procesu se totiž pojí nároky na schopnosti operátora, který musí být znalý široké škály faktorů, jež výsledný výkon měření ovlivňují. Měřicí proces se skládá z několika fází, v rámci kterých je lidský faktor vzhledem k výsledné přesnosti měření klíčový. Poslední skupina omezení zahrnuje **nákladnost** technologie. Mimo již zmíněné nároky na špičkově vyškolenou obsluhu je nutné uvažovat vysoké pořizovací náklady nejen samotného zařízení, ale také vybavení laboratoře spolu s zajištěním stanice obsluhy s dostatečným výpočetním výkonem. Provozní a servisní náklady vzhledem k vysoké sofistikovanosti technologie taktéž nejsou zanedbatelné. (6) (4)

3 Princip výpočetní tomografie

Princip výpočetní tomografie vychází z radiografie neboli snímkování pomocí rentgenového záření. V radiografii je obraz zachycen pomocí filmu, který reaguje na dopadající rentgenové paprsky. Výsledný obraz, který vzniká na filmu, odpovídá intenzitě a charakteru dopadajícího záření. Tyto parametry záření jsou ovlivněny interakcí s materiálem, který je vložen mezi zdroj záření a film, a kterým pochopitelně záření prochází. Intenzita záření vycházející z prozařovaného materiálu se v různých místech průchodu liší na základě toho, jak moc bylo záření při průchodu utlumeno. Části materiálu s nižší hustotou způsobují menší útlum procházejícího záření, které následně z prozařovaného materiálu vychází s vyšší energií. U částí materiálů s vyšší hustotou dochází k opačnému efektu. V radiografii je vznikající obraz tvořen pouze jedním snímkem, a interakce záření s měřeným dílem je tak popsána pouze jedinou 2D projekcí. V praxi to tedy znamená, že se informace, kterou nese paprsek podél dráhy průchodu materiálem, na výsledném obrazu překrývá. Tato skutečnost přirozeně představuje závažný problém při rozpoznávání a interpretaci detailů z vnitřní struktury materiálu. Stejně tak je v podstatě nemožné říci, z jaké konkrétní hloubky pod povrchem materiálu, kterým rentgenový paprsek prochází, zobrazená informace pochází. (5) (6) (3)

Právě výše zmíněné problémy původního radiografického zobrazování dokáže výpočetní tomografie účinně řešit. Princip měření, jak naznačuje níže uvedený obrázek, spočívá v tom, že je složeno několik 2D snímků dohromady za účelem vytvoření jednotného 3D obrazu. Jednotlivé plošné „radiogramy“ jsou pořizovány při v jednotlivých úhlových natočeních měřeného dílu umístěného na otočném stole. Princip akvizice jednotlivých snímků je, jak již bylo naznačeno výše, stejný jako u radiografie. (5) (6) (3)



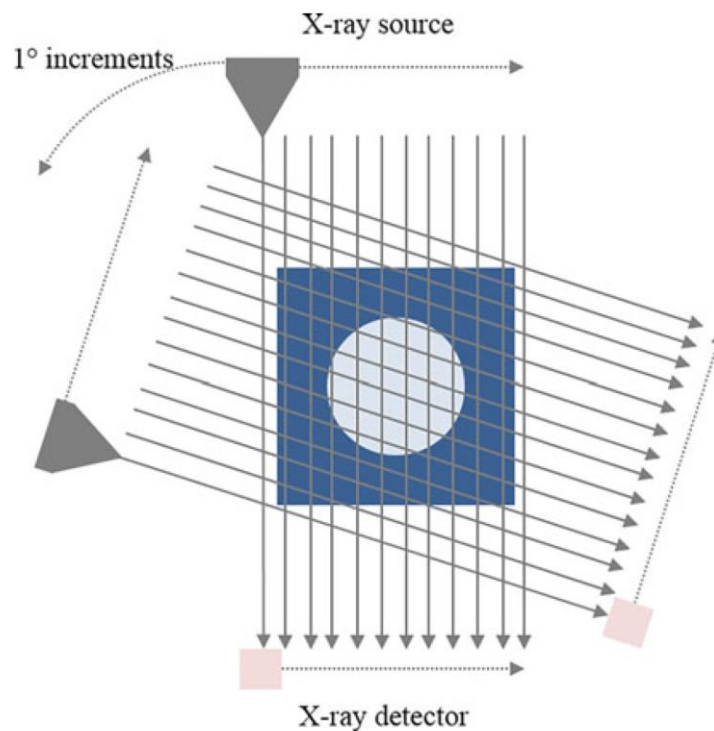
Obrázek 6 - Princip fungování počítačové tomografie (5)

3.1 Historický vývoj technologie výpočetní tomografie

Pro porozumění funkčním principům a stejně tak pro představení omezujících faktorů technologie výpočetní tomografie, je vhodné podívat se na vývoj této technologie v čase. V této kapitole bude popsáno, jakým způsobem byly konstruovány výkonnější a přesnější zařízení, která se postupnou optimalizací dostaly na úroveň dnes využívaných tomografů.

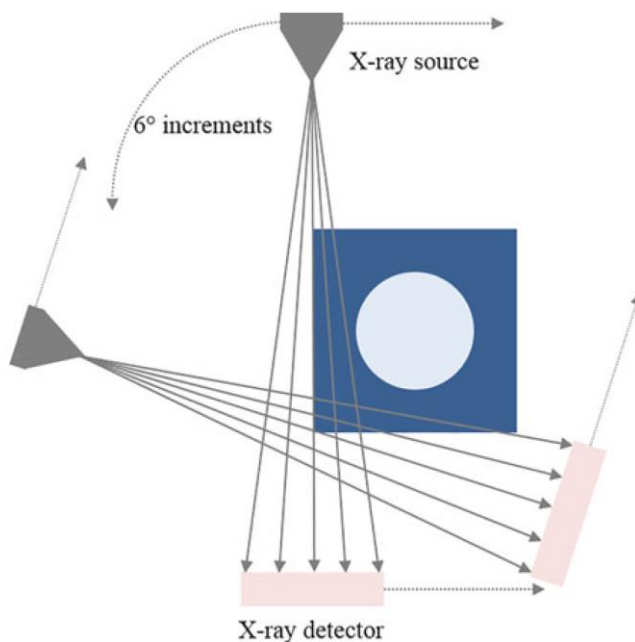
Historicky první využití našlo zobrazování založené na prozařování zkoumaného objektu rentgenovými paprsky v medicínských aplikacích, konkrétně při prozařování lidských tkání. Posléze se technologie radiografie vyvinula v tomografii a byla analogicky přenesena z oblasti medicíny do oblasti průmyslu. Je logické, že na základě rozdílných předmětů měření vznikala i řada odlišností v postupech a podmínkách měření v medicíně a průmyslu. Hlavní limitací prvních tomografů využívaných v medicíně byla – mimo akvizici co nejkvalitnějšího obrazu – šetrnost ke zdraví pacienta, který byl v tomto případě předmětem ozařování. Přirozeně bylo v rámci vývoje tomografů pro medicínské účely usilováno o snižování času měření ve snaze o vystavení živých tkání co možná nejmenší dávce rentgenového záření. Druhým kritickým faktorem byla kompenzace rozmazání obrazu vlivem pohybu člověka při měření. Byť nepatrný pohyb totiž výrazně ovlivní výslednou kvalitu obrazu. (7) (8)

Tomografy první generace byly schopny v jednom okamžiku zachytit pouze jeden prozařovaný bod, a to z toho důvodu, že zdroj vyzařoval pouze jediný paprsek. Vzhledem k tomu, že tomografy první generace byly vyvíjeny zejména pro medicínské účely, kde jako předmět měření figuroval pacient, pohyblivými elementy byly v tomto případě zdroj a detektor – předmět (pacient) setrval na jednom místě. Níže uvedené schéma popisuje princip akvizice jednotlivých snímků: Zdroj prozářil pacienta kolimovaným svazkem o eliptickém průřezu, obraz byl zachycen na detektoru, který se pohyboval zároveň se zdrojem tak, aby zůstával proti němu. Takto se zdroj postupně dostal až na okraj měřeného rozsahu, a tím byl jeden rovinný řez kompletní. Následně se dvojice zdroj – detektor pootočila o jeden úhlový stupeň a začala akvizice dalšího řezu. Kompletní 3D obraz byl dokončen, když dvojice zdroj – detektor dokončila plný úhel okolo měřeného předmětu. Již na první pohled je zřejmé, že celý proces byl časově velmi náročný. Doba měření, které se pohybovala kolem pěti minut, není z absolutního hlediska příliš dlouhá, nicméně je pořád dost dlouhá na to, aby byla kvalita výsledného skenu postížena vysokým rozmazáním způsobeným pohybem pacienta při měření. (7) (8)



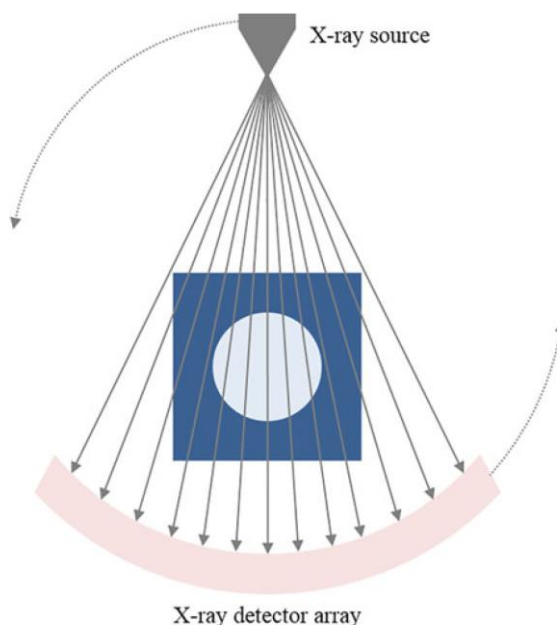
Obrázek 7 - Funkční princip tomografů první generace (7)

Druhá generace přinesla výrazné snížení doby skenování díky upravenému zdroji, ze kterého v tomto případě vycházelo najednou několik svazků a dvojice zdroj – detektor se tak mohla otáčet po větších úhlových přírůstcích. Jinak zůstala konstrukce nezměněna. Vylepšený princip skenování je naznačen na obrázku níže. Výsledný čas skenování se snížil na dobu okolo 20 s, přičemž zároveň odpadlo rozmazání obrazu spojené s pohybem pacienta při prozařování. (7) (8)



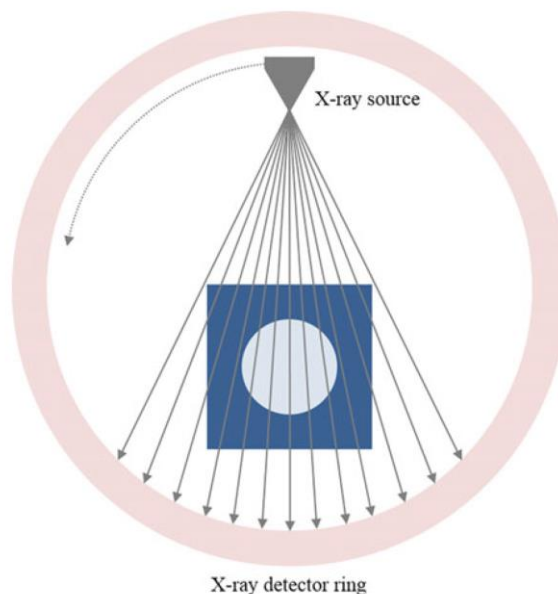
Obrázek 8 - Funkční princip tomografů druhé generace (7)

Ve třetí vývojové generaci tomografů bylo dosaženo skokového snížení doby akvizice jednoho snímku odebráním lineárního pohybu zdroje. To umožnil vylepšený zdroj, který vyzařoval paprsky ve tvaru vějíře, jenž pokrýval celou snímanou rovinu, resp. linii. Profilu záření byl rovněž přizpůsoben detektor, který – jak ukazuje následující obrázek – je zakřiven tak, aby na něj dopadalo všechno záření vycházející ze zdroje. Zkrácení doby akvizice jednoho snímku na přibližně 0,5 s bylo dosaženo také díky optimalizaci pohybu ve směru kolmém na rovinu vzniklého snímku. Lineární pohyb byl v tomto případě nahrazen pohybem po šroubovici. (7) (8)



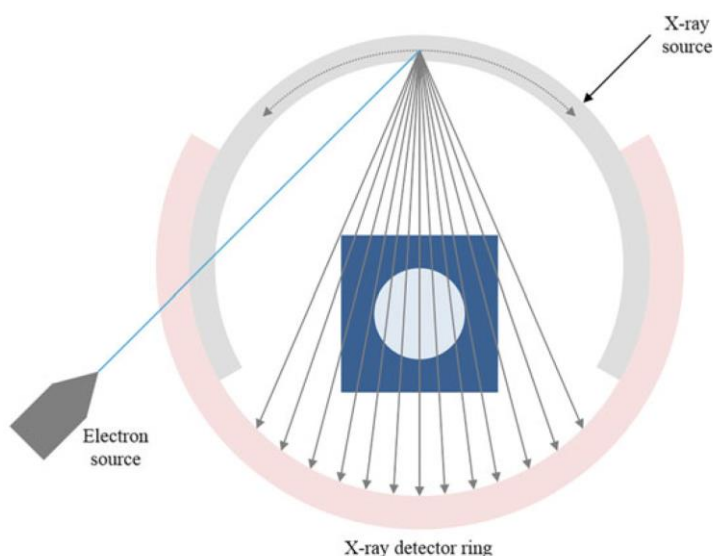
Obrázek 9 - Funkční princip tomografů třetí generace (7)

Problémy s nestabilitou pohyblivé dvojice zdroj – detektor třetí generace tomografů, kvůli které docházelo ke zvýšení šumu v obraze, byly vyřešeny v rámci vývoje čtvrté generace. Konkrétně byl nahrazen pohyblivý detektor stacionárním, který byl však rozšířen do plné úhlové výseče kolem objektu měření. Jediným pohyblivým elementem tedy zůstal zdroj, jak naznačuje Obrázek 10. Detektor ve tvaru prstence navíc umožňuje akvizici vyššího počtu projekcí v rámci plné rotace, neboť pohyb zdroje je nezávislý na velikosti elementů detektoru. Výsledné snížení roztřesení při snímání je možné efektivně kompenzovat díky dynamické kalibraci zařízení. Na druhou stranu je však konstrukce zařízení výrazně větší než u předchozích generací tomografů. Společně s větší plochou detektoru tak cena zařízení významně roste, a je tedy otázkou, zda se ekonomicky vyplatí pořizovat výrazně dražší zařízení při zisku poměrně malého zvýšení kvality obrazu. Vzhledem k dalším podružným obtížím, jež jsou spojeny s časově náročnou počítačovou kompenzací rozptylu záření na elementech detektoru při nevhodném natočení zdroje, setrvala řada uživatelů tomografů u využívání tomografů třetí generace. (7) (8)



Obrázek 10 - Funkční princip tomografů čtvrté generace (7)

Počátkem 80. let 20. století byly výpočetní tomografy již na takové úrovni, kdy bylo možné získávat snímky vysoké kvality v uspokojivém čase pro zkoumání většiny běžných struktur v lidském těle. Ačkoli byla pro drtivou většinu případů tehdejší technologie na zcela vyhovující úrovni, v některých speciálních případech byla doba skenování stále příliš dlouhá. Jednalo se o případy, kdy bylo potřeba sledovat jevy v lidském těle, které probíhaly s periodou okolo 50 ms, jako například pozorování pohybu srdce. V tomto ohledu se tomografy třetí a čtvrté generace dostaly na limit mechanických pohyblivých částí, které byly v konstrukci stroje ve větší, nebo menší míře přítomny. Otázkou tedy bylo, jakým způsobem by šlo měření provádět, aniž by při tom bylo nutné mechanicky pohybovat zdrojem, předmětem, nebo detektorem. Řešení bylo představeno v podobě upraveného tomografu čtvrté generace, kde byl pohyblivý zdroj změněn na stacionární. Způsob prozařování měřeného objektu z různých pozic je naznačen na následujícím obrázku. (7) (8)



Obrázek 11 - Funkční princip tomografů páté generace (7)

Emise vějíře svazků rentgenového záření byla zajištěna ostřelováním prstencového terče svazkem elektronů usměřovaným magnetickým polem. Vedle dalšího snížení času skenování pod hranici, kdy je možné sledovat i velmi rychle se měnící jevy uvnitř lidského těla, přinesla tato konstrukční úprava řadu obtíží, které v podstatě znemožnily praktické využití tohoto druhu tomografů pro jiné než speciální účely. Účinné buzení RTG záření elektronovým paprskem vyžaduje vyčerpání pracovní komory na úroveň nízkého vakua, což vzhledem k době čerpání, a s tím spojeným nákladům, spolu s omezením velikosti pracovní komory není v porovnání s předchozími dvěma generacemi tomografů rentabilní. (7) (8)

3.2 Výpočetní tomografie pro průmyslové aplikace

Existuje celá řada požadavků, které jsou na měření s využitím výpočetní tomografie kladeny. Mezi hlavní z nich patří možnost měřit různě rozměrné díly, možnost prozařovat různé materiály a možnost nastavit parametry procesu měření tak, aby byl výsledný obraz co nejkvalitnější a co možná nejlépe tak zobrazoval skutečnost. Na rozdíl od tomografů využívaných v medicíně není celková doba měření hlavním omezujícím faktorem. Hlavním cílem průmyslové výpočetní tomografie je ve většině případů v rámci nedestruktivní kontroly dílů a metrologických aplikací, dosahování co možná nejvyšší přesnosti a opakovatelnosti měření. (5) (7) (8)

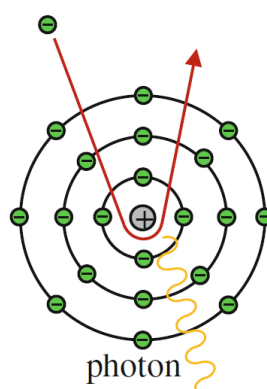
Hlavnímu záměru průmyslových tomografů, a sice schopnosti dosahovat opakovatelných výsledků a přesných výsledků, je přizpůsobena konstrukce stroje. Zásadním rozdílem oproti tomografům využívaným v medicíně je v kinematice zařízení. Pro docílení maximální stability měřeného dílu má roli pohyblivého elementu měřený díl, který se otáčí mezi stacionárním zdrojem a detektorem. Další odlišností od tomografů využívaných v medicínských aplikacích je množství energie, kterým je měřený díl prozařován, a které je s ohledem na hustotu prozařovaných objektů řádově vyšší. Fyzikální jevy a konstrukční prvky průmyslových výpočetních tomografů, budou blíže rozebrány v následující kapitole. (5) (7) (8)

3.3 Fyzikální principy využívané ve výpočetní tomografii

Důležitost znalosti jednotlivých fyzikálních principů využívaných v rámci technologie výpočetní tomografie je pro kompletní porozumění dané problematice zcela zásadní. Porozumění funkční podstaty ukotvené v několika využívaných fyzikálních jevech je klíčové pro všechny uživatele této technologie, neboť jim umožňuje účinně modifikovat procesní parametry měření vzhledem k dosahování vyšší kvality měření. Popisu fyzikálních principů využívaných v počítačové tomografii proto bude věnována podstatná část práce, a také na ně bude v dalších částech práce odkazováno.

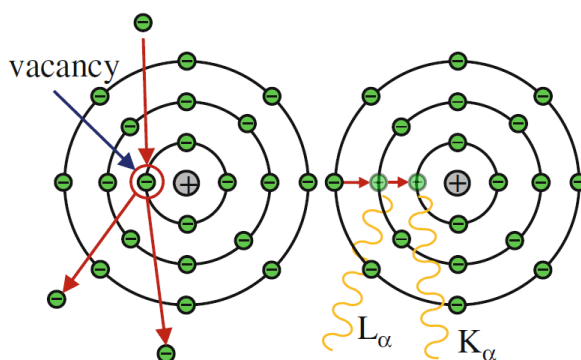
3.3.1 Mechanismy vzniku rentgenového záření

V počítačové tomografii dochází ke vzniku rentgenového záření ve zdroji. Ještě před tím, než bude popsána funkce zdroje, bylo by vhodné nejprve popsat fyziku pojící se k vybuzení rentgenového (RTG) záření. K emisi RTG záření dochází díky třem druhům interakcí. První interakce je schematicky znázorněna na obrázku níže. Letící elektron zde interaguje s jádrem atomu terče tak, že je jeho dráha zakřivena vlivem elektrostatických sil a elektron je zbrzděn. Ztráta kinetické energie letícího elektronu se projeví ve formě emise fotonu. (7) (9) (10)



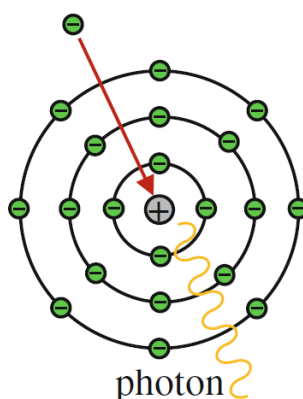
Obrázek 12 - Mechanismus vzniku brzdného RTG záření (7)

K emisi RTG záření dochází rovněž v situaci, kdy letící elektron narazí do jiného elektronu v obalu atomu terče. V takovém případě je elektron z obalu atomu vyražen a jeho místo zaplní elektron z vyšší energetické hladiny. Při takovém přeskoku ztrácí přeskakující elektron přebytek energie, který vyzáří ve formě fotonu. Energie fotonu je typická pro přeskok z konkrétního orbitalu v rámci atomu. Z důvodu toho, že má každý prvek typickou stavbu atomového obalu a přeskokům z jednotlivých hladin je možné připisovat diskrétní množství energie, nazývá se takto vznikající RTG záření charakteristickým. (7) (9) (10)



Obrázek 13 - Mechanismus vzniku charakteristického RTG záření (7)

Nejvyšší energii má RTG záření, které vzniká v důsledku přímé kolize letícího elektronu a jádra atomu terče, kdy je letící elektron zcela zabrzděn a veškerá jeho kinetická energie je tak vyzářena ve formě vysokoenergetického RTG záření. Tento mechanismus emise fotonů je ze všech zmíněných nejméně pravděpodobný. (7) (9) (10)

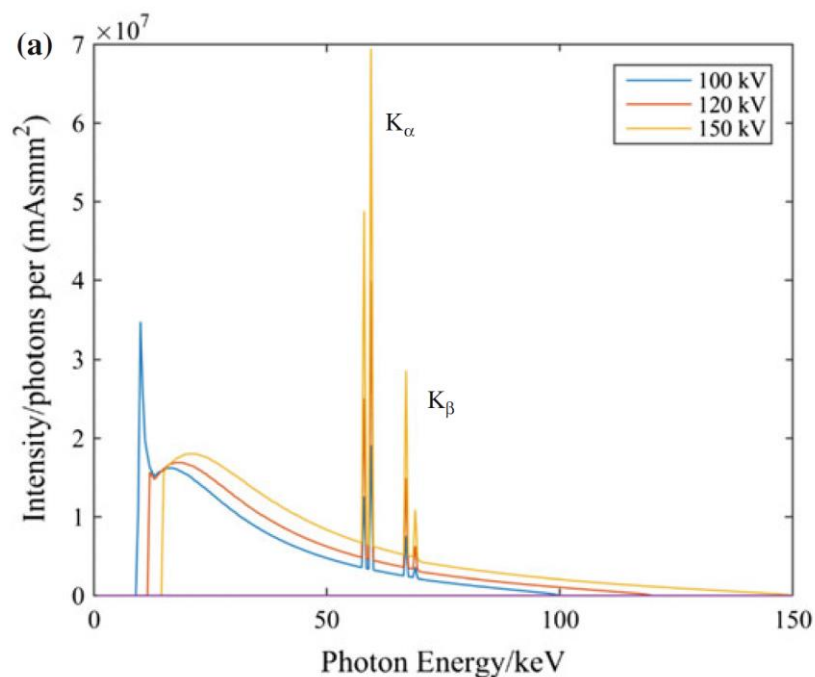


Obrázek 14 - Mechanismus vzniku vysokoenergetického RTG záření (7)

3.3.2 Spektrum rentgenového záření

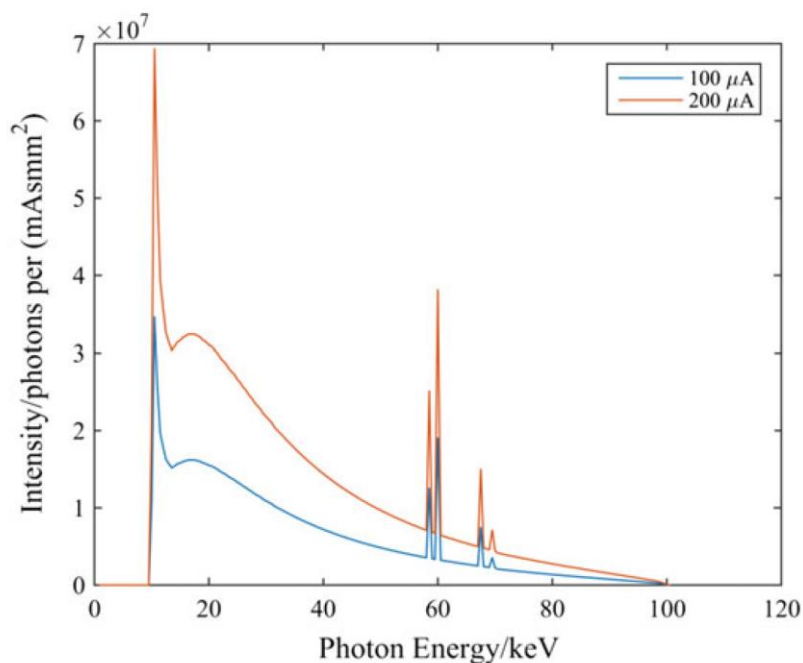
Jeden z faktorů, které nejvýznamněji ovlivňují kvalitu zobrazování pomocí CT zařízení, je pochopitelně samotné rentgenové záření. Vlastnosti záření interagujícího s měřeným objektem se mohou lišit v závislosti na vícero parametřích. Vlastnosti RTG záření jsou běžně charakterizovány pomocí takzvaného spektra záření. Spektrum záření, jak bude dále ukázáno, mění nejvýznamněji svůj charakter v závislosti na parametrech nastavení zdroje, z něhož vychází. Dále lze spektrum záření ovlivňovat menší měrou interakcí s materiálem. Hlavním důvodem, proč je žádoucí spektrum RTG záření modifikovat, je schopnost optimalizovat vlastnosti záření pro dosažení maximální kvality zobrazení. (7) (9) (10)

Při pohledu na Graf 2 lze jasně vidět, že energetické spektrum RTG záření nemá jednotný charakter. Energie fotonů koreluje nejsilněji s velikostí urychlovacího napětí a lze tvrdit, že vyšší urychlovací napětí na zdroji ovlivňuje jak kvantitativní, tak kvalitativní charakter spektra záření. Zvyšování urychlovacího napětí na zdroji vede k zvýšení energie i celkového počtu fotonů (intenzity záření) interagujících s materiálem, jak je možné vidět na obrázku níže. Dále je možné pozorovat, že intenzita RTG záření o vyšší energii klesá, neboť pravděpodobnost vzniku vysokoenergetického RTG záření je malá – mechanismus emise RTG záření přímou interakcí elektronu s jádrem atomu materiálu terče není tak pravděpodobný jako ostatní mechanismy. Tento trend však neplatí pro okamžiky, kdy je dosaženo energetické hladiny záření odpovídající charakteristickému přeskočení elektronů v obalu atomu terče mezi jednotlivými hladinami. Spojitá část spektra RTG záření je vlastní takzvanému brzděmu RTG záření. Jednotlivé lokální píky potom připadají mechanismu vzniku charakteristického RTG záření. (7) (9) (10)



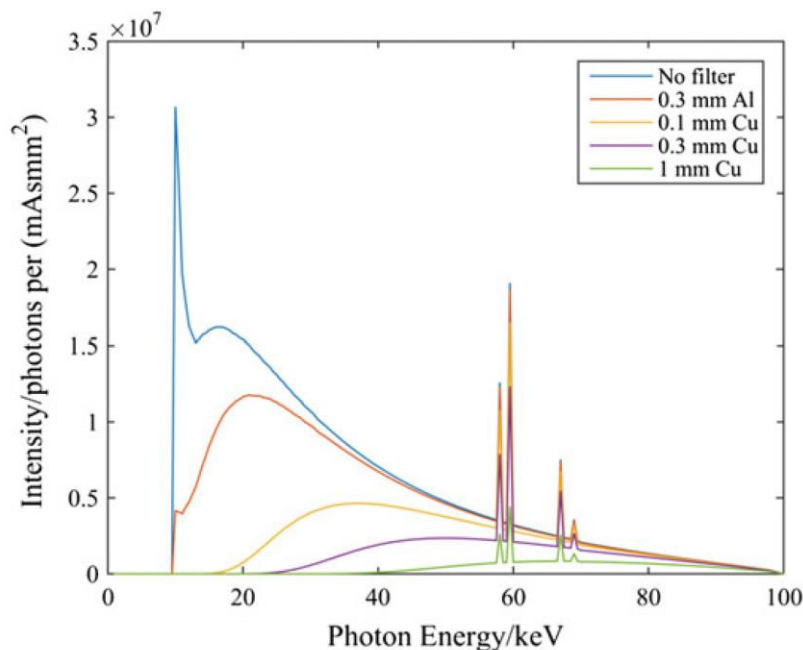
Graf 2 - Spektrum RTG záření wolframového terče (7)

Intenzita záření, nikoliv však energie fotonů, narůstá se zvyšujícím se proudem na zdroji, jak je možné vidět na níže uvedeném grafu. Zvyšováním intenzity záření se redukuje množství šumu ve výsledném obraze, ale na druhou stranu se zhoršuje celkové rozlišení. Při zvyšování proudu mezi elektrodami zdroje totiž narůstá i velikost ohniska, ze kterého svazek RTG záření vychází, a která navíc může zapříčinit vznik obrazových artefaktů (bude blíže popsáno v následujících kapitolách). Vzhledem k dosažitelnému rozlišení by tedy velikost spotu měla být co nejmenší, nicméně často by při takových podmínkách nebylo možné měřený objekt dostatečně prozářit, neboť intenzita záření by byla nedostatečná. (7) (9) (10)



Graf 3 - Vliv proudu zdroje na spektrum RTG záření (7)

Jak již bylo výše zmíněno, charakter spektra RTG záření lze modifikovat vkládáním takzvaných filtrů mezi zdroj záření a měřený objekt. Účelem filtru je modifikace spektra záření pomocí interakce s materiálem filtru tak, aby byly vlivem průchodu skrz něj zachyceny fotony o velkých vlnových délkách – nízkých energiích. Kdyby nízkooenergetická část spektra záření odfiltrována nebyla, byla by pohlcena měřeným objektem a docházelo by ke zhoršení kvality výsledného zobrazení. V níže uvedeném grafu lze pozorovat, jak je energetický profil záření ovlivněn interakcí s filtry. U nefiltrovaného záření dosahuje vysoké intenzity nízkooenergetická část spektra záření, zatímco při použití filtrů z materiálů s vyšším atomovým číslem a o větší tloušťce je nízkooenergetická složka záření potlačena ve větší míře. (7) (9) (10)



Graf 4 - Vliv filtrů na spektrum RTG záření ($U_a = 100 \text{ kV}$) (7)

Spektrum RTG záření ovlivňuje nemalým dílem také materiál terče ve zdroji. Dle vztahu níže uvedeného totiž počet emitovaných fotonů (vybuzených brzdným mechanismem) narůstá mimo jiné i s vyšším atomovým číslem Z materiálu terče. Pro intenzitu RTG záření I platí

$$I \propto Zh(\nu_{max} - \nu), \quad (3.1)$$

kde h je Planckova konstanta a ν je rychlost elektronů dopadajících na terč. (7)

3.3.3 Interakce rentgenového záření s materiálem

Interakce s materiálem je v oblasti výpočetní tomografie nejčastěji diskutována ve dvou rovinách. Ta první, na kterou je primárně kladen důraz v oblasti průmyslově využívaných tomografů, je popis chování RTG záření a ovlivnění jeho vlastností při průchodu materiálem měřeného objektu. V oblasti medicínského využití tomografů je navíc zkoumána rovina působení RTG záření na živé tkáně. V této podkapitole budou blíže představeny hlavní fyzikální jevy, s jejichž pomocí je možné popsat chování RTG záření při průchodu materiálem měřeného objektu.

Průchod RTG záření materiálem a útlum, ke kterému při průchodu materiálem dochází, je velmi komplexní jev, který lze obtížně popsat jedním fyzikálně-matematickým modelem. V podstatě lze celkový útlum RTG záření popsat pomocí tří hlavních fyzikálních principů. Jedná se o fotoelektrický jev, Comptonův rozptyl a Thomsonův rozptyl. Pro všechny tyto principy je společný jeden účinek, který je z hlediska interakce rentgenového záření s atomy ozařovaného materiálu zásadní, a to je ionizace. Ionizací je myšlen takový proces, kdy fotony předávají elektronům atomů materiálu část své energie a ovlivňují tak jeho atomovou stavbu, která se dále projevuje v modifikaci jeho vlastností. (7) (9) (10)

Fotoelektrický jev popisuje případ, kdy je foton v materiálem zcela absorbován. K tomuto jevu dochází při interakci fotonu a elektronu z elektronového obalu atomu ozařovaného materiálu, kdy je elektronu předán dostatek energie, aby mohlo dojít k jeho přeskoku na vyšší energetickou hladinu, nebo k jeho úplnému vyražení z elektronového obalu atomu. Minimální množství energie, které je nutné elektronu předat, aby došlo k jeho vyražení z atomového obalu, se nazývá excitační energie. Absorpce RTG záření v závislosti na energii fotonu a materiálu, kterým foton prochází, je popsána následujícím vztahem

$$\mu_{pe} \propto Z^4 \lambda^3, \quad (3.2)$$

kde Z je atomové číslo interagujícího materiálu a λ je vlnová délka záření. (5) (7)

Při **Comptonově rozptylu** dochází ke ztrátě části energie záření vlivem vychýlení paprsku srážkami s elektrony v elektronových obalech atomů prozařovaného materiálu. Na rozdíl od fotoelektrického jevu má v tomto případě RTG záření výrazně větší energii, než je vazebná energie elektronů, a proto záření není materiálem zcela pohlceno, ale pouze ztrácí část energie a dochází u něj k fázovému posunu a změně směru šíření. Podobně jako u fotoelektrického jevu může dojít k vyražení elektronů z orbitalů. Takové elektrony se nazývají Comptonovy elektrony a v případě, že mají dostatek energie, mohou vyrazit další elektrony z atomů materiálu. Z pohledu kvality výsledného zobrazení je rozhodující, pod jakým úhlem budou letící fotony odraženy. Fotony s krátkou vlnovou délkou (vysokou energií) mění svůj směr pouze nepatrně a pokračují ve směru šíření s malou odchylkou. Na druhou stranu fotony s nízkou energií mají tendenci se výrazně odchylovat od původního směru šíření a může docházet i k jejich zpětnému odrazu. Zpětný odraz může ve výsledku snižovat kvalitu zobrazení v důsledku vznikajících artefaktů. Pravděpodobnost útlumu RTG záření vlivem Comptonova rozptylu závisí nikoliv na atomovém čísle prozařovaného materiálu, nýbrž na hustotě obsazení elektronů v elektronovém obalu atomů. Koeficient útlumu je závislý na hustotě elektronů n a dalších parametrech, mezi které patří energie fotonu před/po rozptylu a úhel dopadajícího a rozptýleného záření. Tyto parametry jsou zahrnuty pod koeficientem σ_{compt} , který je postaven na Klein-Nishinově vztahu. Vztah mezi zmíněnými parametry popisující útlum vlivem Comptonova jevu μ_{compt} je uveden níže. (5) (7) (9) (10)

$$\mu_{compt} = n \cdot \sigma_{compt} \quad (3.3)$$

K **Thomsonovu rozptylu** dochází v případě interakce nízkoenergetického RTG záření s elektrony v elektronovém obalu atomů materiálu. Při vzájemné interakci fotonu s elektronem dochází k pružné srážce, při které nedochází k žádnému přenosu energie, pouze se změní směr letu odraženého fotonu. V porovnání s předchozími dvěma zmíněnými druhy interakcí RTG záření s materiálem je tento mechanismus méně častý a nemá tak významný efekt, neboť v průmyslově využívaných tomografech bývá střední energie fotonů zpravidla vyšší. (5) (7) (9) (10)

Níže uvedená tabulka porovnává energetická kritéria a účinky jednotlivých druhů interakcí, které mohou v materiálu při prozařování rentgenovými paprsky probíhat.

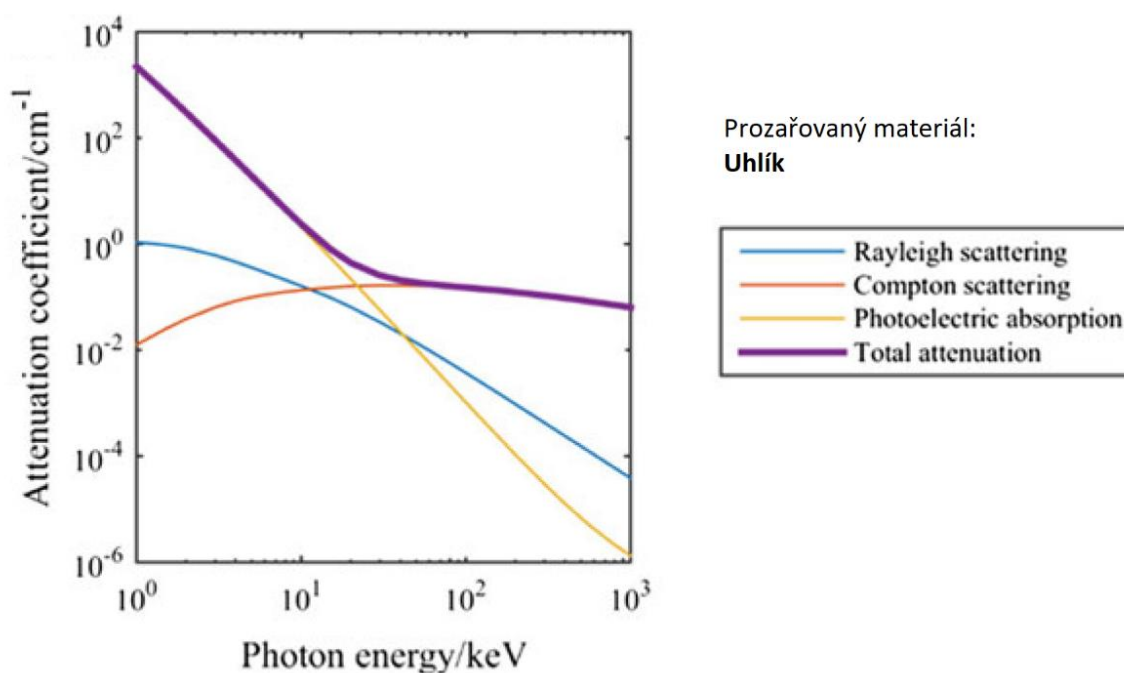
Tabulka 1 - Druhy interakcí RTG záření s materiálem (5) (7)

| Druh interakce | Porovnání energie fotonu E_f a vazebné energie elektronu E_e | Účinek |
|--------------------|--|----------------------|
| Fotoelektrický jev | $E_f > E_e$ | Zánik RTG záření |
| Comptonův rozptyl | $E_f \gg E_e$ | Útlum RTG záření |
| Thomsonův rozptyl | $E_f \geq E_e$ | Odchýlení RTG záření |

Již v úvodu této podkapitoly bylo zmíněno, že celkový útlum RTG záření v materiálu, kterým prochází, nelze popsat jedním vztahem. Celkový koeficient útlumu μ se tedy odvozuje od dílčích útlumů vyvozených výše popsanými mechanismy a lze jej popsat vztahem

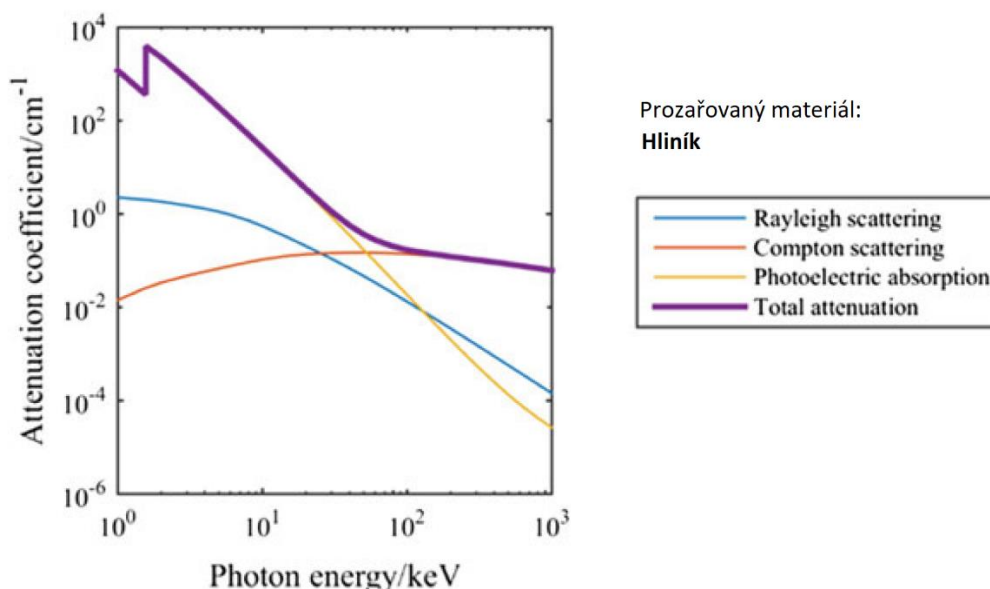
$$\mu = \mu_{fe} + \mu_{compt} + \mu_{thom}, \quad (3.4)$$

kde μ_{fe} značí příspěvek k útlumu od fotoefektu, μ_{compt} od Comptonova jevu a μ_{thom} od Thomsonova jevu. Útlum jednotlivých mechanismů spolu s celkovým útlumem v závislosti na energii RTG záření a prozařovaném materiálu je znázorněn v následujících grafech. (5) (7)



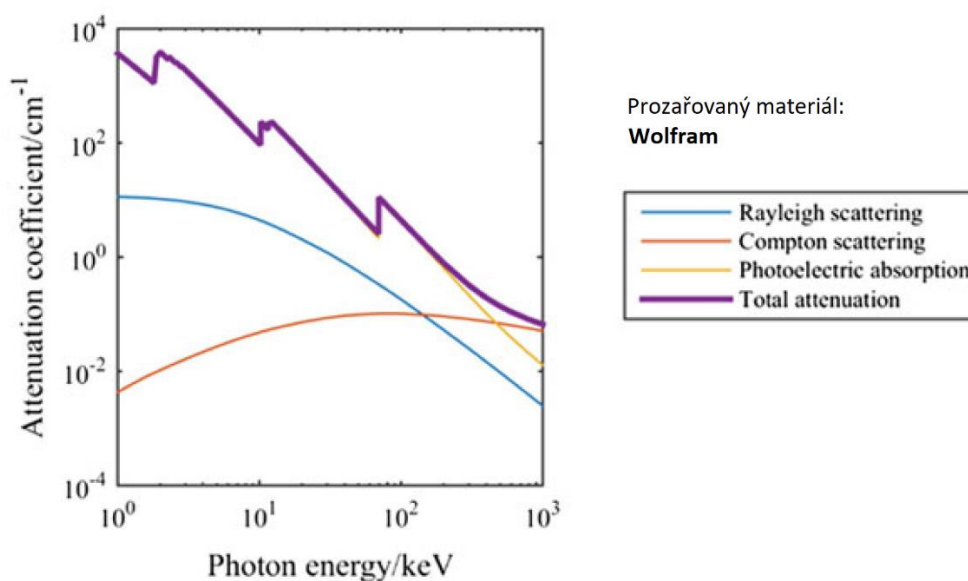
Obrázek 15 - Koeficienty útlumu jednotlivých mechanismů pro uhlík (7)

Na předchozím grafu, který popisuje koeficienty útlumu RTG záření v uhlíku ($Z = 6$), je možné pozorovat, že do energie záření okolo 25 keV se uplatňují všechny tři mechanismy útlumu a pro vyšší energie je dominantním mechanismem útlumu pouze Comptonův jev. U hliníku, který má v porovnání s uhlíkem zhruba dvojnásobnou atomovou hmotnost ($Z = 13$), je charakter příspěvků k celkovému útlumu podobný, pouze energetická hranice, kdy začíná převažovat příspěvek útlumu Comptonovým jevem je posunutá k hodnotě okolo 50 keV . (5) (7)



Obrázek 16 - Koeficienty útlumu jednotlivých mechanismů pro hliník (7)

Při prozařování wolframu, jehož atomové číslo je výrazně vyšší ($Z = 74$), se v porovnání s uhlíkem a hliníkem fotoelektrická absorpce uplatňuje na širším intervalu energií. Stejně tak jsou patrné hladiny energií, kdy dochází k charakteristickým absorpcím vlastním orbitalům K, L a M. (5) (7)



Obrázek 17 - Koeficienty útlumu jednotlivých mechanismů pro wolfram (7)

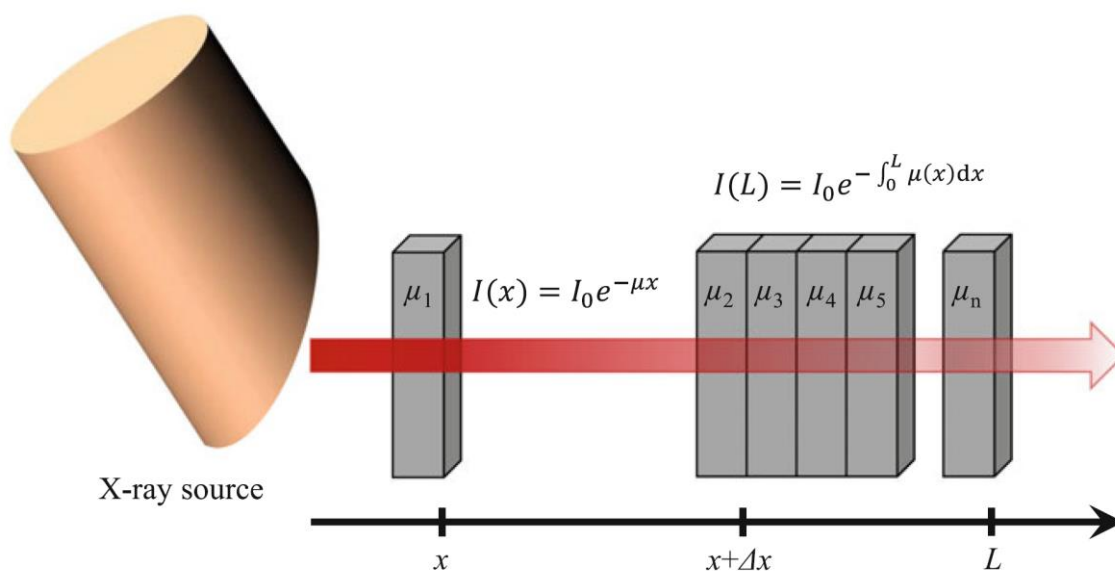
K popisu průběhu útlumu v závislosti na vzdálenosti, kterou urazí svazek RTG záření při průchodu materiálem, je v praxi využíván nejčastěji Beer-Lambertův zákon. Ve své nejjednodušší a idealizované formě, kdy je svazek fotonů považován za monochromatický a materiál, kterým paprsek prochází, je pokládán za homogenní, lze zákon zapsat následovně. (5) (7) (9) (10)

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (3.5)$$

Intenzita záření v prozářené vzdálenosti x je závislá na počáteční intenzitě záření I_0 a koeficientu útlumu daného materiálu μ , přičemž útlum má exponenciální průběh. Nicméně, při interakci záření se skutečnými materiály není koeficient útlumu konstantní, a proto byl výše uvedený vztah upraven do této podoby:

$$I(L) = I_0 e^{-\int_0^L \mu(x) dx} \quad (3.6)$$

Koeficient útlumu je v tomto případě nahrazen křivkovým integrálem, čímž byl vyřešen problém s proměnlivou hodnotou koeficientu útlumu. (5) (7)



Obrázek 18 - Průchod RTG záření materiálem s konstantním a proměnlivým koeficientem útlumu (7)

Na výše uvedeném obrázku je schematicky znázorněna situace, kdy dochází k průchodu RTG paprsku homogenním materiálem, pro nějž platí vztah (3.5), a situace, kdy paprsek RTG záření prochází materiálem s proměnlivým koeficientem útlumu, který je popsán vztahem (3.6). (5) (7)

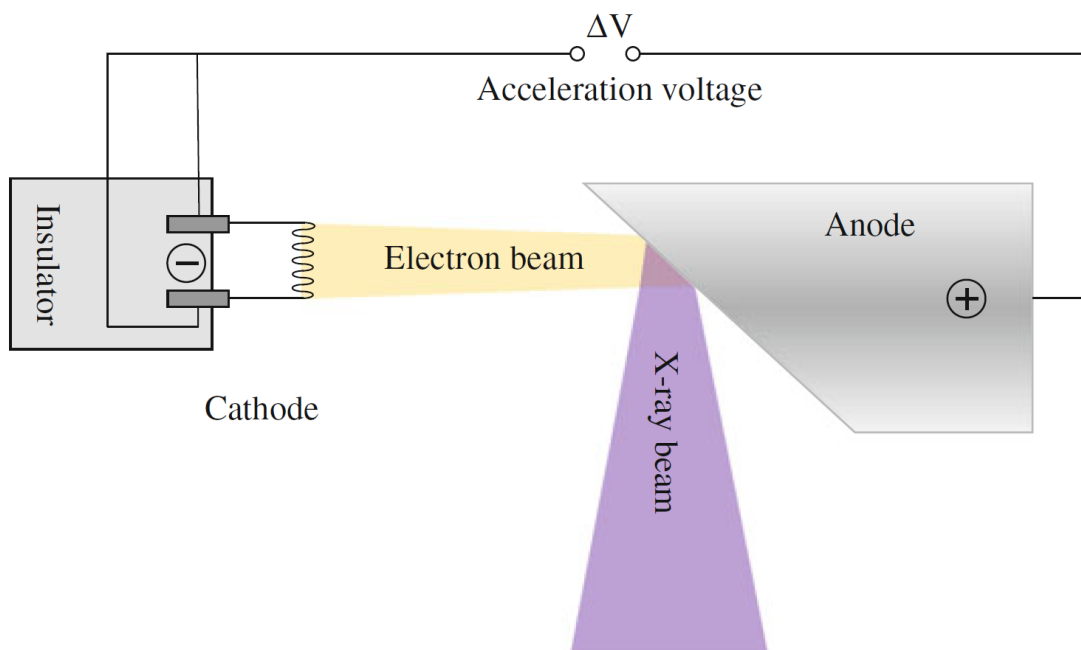
3.4 Konstrukce průmyslových výpočetních tomografů

Drtivá většina CT zařízení užívaných v průmyslu vychází z tomografů třetí a čtvrté generace původně vyvinutých pro fungování v oblasti medicíny. Zásadním rozdílem, jak již bylo mnohokrát zmíněno, je fakt, že v průmyslových tomografech je rotační pohyb vykonáván měřeným objektem, nikoliv dvojicí komponentů zdroj-detektor. V souvislosti s výslednou kvalitou obrazu získaného měřením na CT je kvalita jednotlivých komponentů a jejich vzájemná souhra zcela zásadní. V této kapitole budou popsány funkční principy jednotlivých komponentů. Důraz bude kladen zejména na představení fyzikálních principů, na nichž komponenty staví svou funkci. Dále budou nastíněny vazby mezi parametry jednotlivých komponentů a výslednou kvalitou obrazu. Nebude chybět popis jednotlivých dílů z hlediska technických vlastností.

3.4.1 Zdroj rentgenového záření

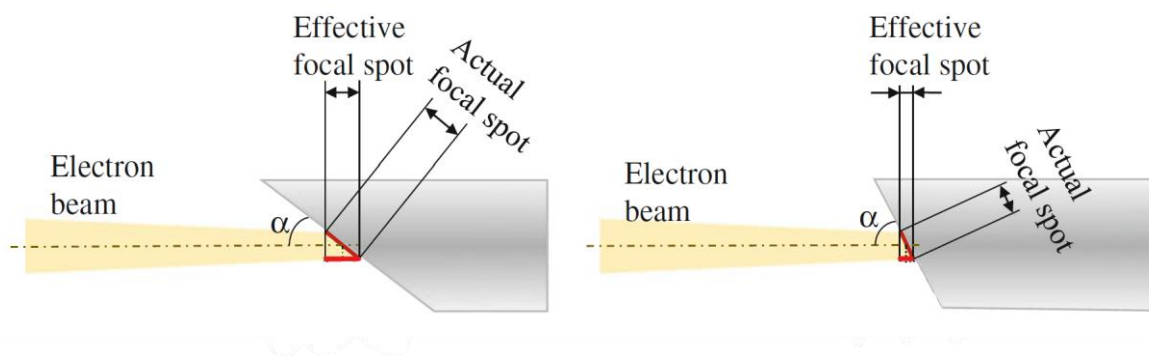
Hlavním prvkem, od kterého se odvíjí konstrukce celého tomografu, je zdroj RTG záření. Zdroj záření, konkrétně charakter a energie vyzařovaného svazku, totiž rozhoduje o tom, jaké portfolio součástí, jak přesně a jak rychle, bude možné při daných parametrech efektivně prozářit. Průmyslově užívaná CT lze rozdělit buď na základě druhu zdroje, který dané zařízení využívá, a sice na tomografy s kuželovým či vějířovým svazkem, nebo na základě množství energie, které je zdroj schopný vyvinout a prozářit jím materiál. (5) (7) (8) (11)

Valná většina zdrojů RTG záření, které jsou využívány v průmyslových tomografech funguje na bázi rentgenky. Rentgenka se skládá ze dvou elektrod umístěných ve vakuové trubici. V principu je emise RTG záření vyvolána jako reakce na ostřelování anody (terče) ionty z katody (filamentu). Filament slouží jako zdroj iontů pro bombardování terče. Aby mohly být ionty, v tomto případě se jedná o elektrony, efektivně uvolňovány z filamentu, je potřeba dodat atomům materiálu dostatek energie, aby bylo snazší je z materiálu vytrhnout. Při zahřívání filamentu dochází k zvýšení kinetické energie elektronů, které jsou pak snadněji vytrženy z materiálu vnějšími silami. Proces zvyšování energie elektronů v materiálu vlivem jeho zahřívání Joulovým efektem se nazývá termionický jev. Pro zajištění co možná nejnižší energie nutné k vytržení elektronu z filamentu je potřeba, aby bylo využitím termionického jevu dodáno právě takové množství energie, kdy nedojde k samovolnému uvolnění elektronu z obalu atomu materiálu. Protože se takové množství energie pochopitelně projeví na celkové teplotě materiálu, jsou filameny vyrobeny z materiálů, které mají vysokou teplotu tání, dobrou creepovou odolnost, a mají zároveň dobré vodivé a technologické vlastnosti. Proto se nejčastěji filament vyrábí z thoriem obohaceného wolframu (případně z LaB_6), který je schopen dlouhodobě odolávat zvýšené pracovní teplotě (kolem $2000\text{ }^{\circ}\text{C}$). Druhá část zdroje, a sice anoda (terč), je bombardována elektrony z filamentu, které jsou urychleny vlivem rozdílu potenciálů elektrod v řádech tisíců Voltů, za účelem vybuzení RTG záření. Obrázek 19 schematicky naznačuje konstrukci zdroje. (7) (8) (11)



Obrázek 19 - Schéma zdroje RTG záření (rentgenka) (7)

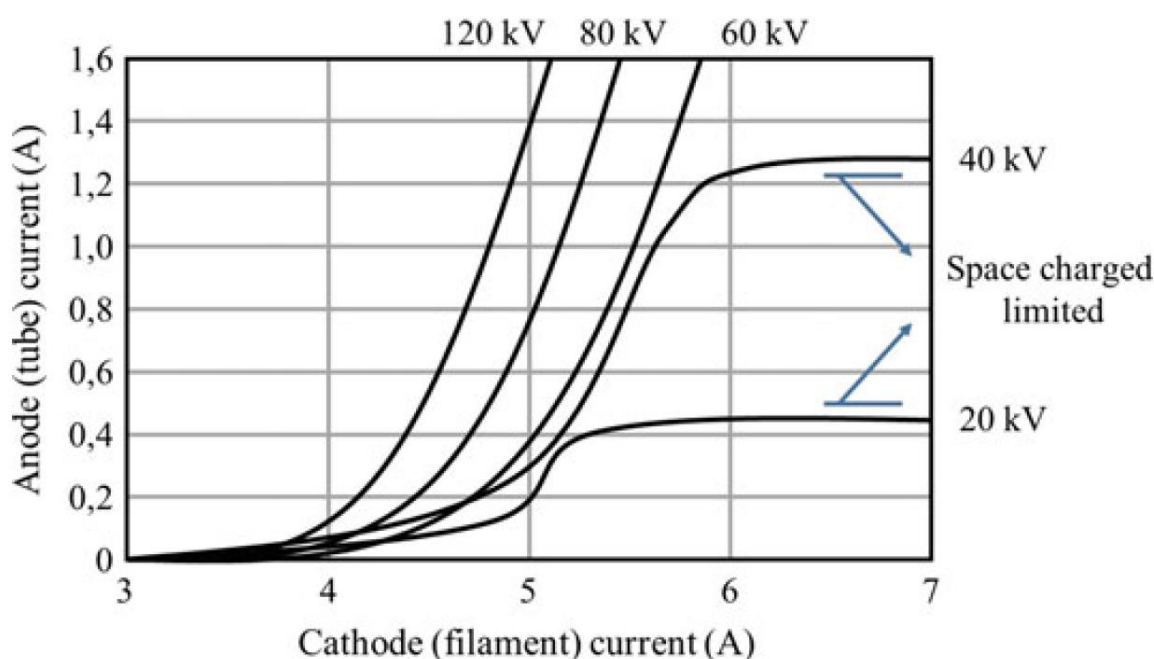
Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, jedním z parametrů CT zařízení, které ovlivňují spektrum RTG záření, a tedy i výslednou kvalitu zobrazení, je velikost ohniska svazku, takzvaného spotu. Spot si lze představit, jako „průmět kolimovaného svazku elektronů“ na terči, kterým je ostřelován za účelem vybuzení RTG svazku. Jeho velikost, takzvanou „spot size“, lze regulovat zvyšováním budicího proudu na zdroji nebo úhlem zkosení terče. Zvyšováním budicího proudu dochází ke zvětšování spot size a zvyšování intenzity RTG záření. Vzhledem k tomu, že při ostřelování terče elektronovým svazkem je energie elektronů využita na emisi RTG záření pouze z 1 % a zbytek se přemění na teplo, je potřeba intenzitu záření regulovat uvážlivou volbou velikosti spotu. Vznikající teplo totiž musí absorbovat terč, čímž dochází k jeho opotřebování, v kritických případech k jeho lokálnímu natavení. (7) (8) (12)



Obrázek 20: Vliv úhlu zkosení terče na velikost spotu (7)

Velikost spotu lze ovlivňovat také úhlem zkosení terče, jak naznačuje obrázek výše uvedený. Zvětšováním úhlu α dochází ke zmenšování efektivní velikosti spotu. Je-li na druhou stranu úhel zkosení příliš velký, může docházet částečnému zpětnému odrazu elektronů, a tedy ke snížení efektivity buzení RTG záření. (7) (8)

Celková životnost zdroje je závislá na životnosti jednotlivých komponentů. Nejvíce zatěžovaným dílem bývá zpravidla filament, který je intenzivně opotřebováván působením kombinací termoelektrických vlivů. Standardně se doba životnosti filamentu pohybuje v rozmezí 500 – 1000 h v závislosti na použitém proudu a napětí mezi katodou a anodou. Velikost proudu mezi katodou a anodou, jenž je ekvivalentní počtu emitovaných elektronů z katody a rovněž definuje velikost spotu, je úměrná nejen urychlovacímu potenciálu mezi elektrodami, ale také žhavicímu proudu filamentu (katody). Pro další účely této práce bude pojmem budicí (resp. žhavicí, či katodový) proud označován jak žhavicí proud filamentu, tak proud vznikající mezi katodou a anodou. Malý nárůst žhavicího katodového proudu filamentu výrazně podpoří emisi elektronů, a tedy i velikost proudu mezi elektrodami zdroje. Ovšem v kombinaci parametrů vysokého žhavicího katodového proudu a nízkého urychlovacího napětí není efektivita emise elektronů optimální z důvodu koncentrování elektronového mraku kolem katody, který brzdí pohyb elektronů směrem k anodě. (7) (8)

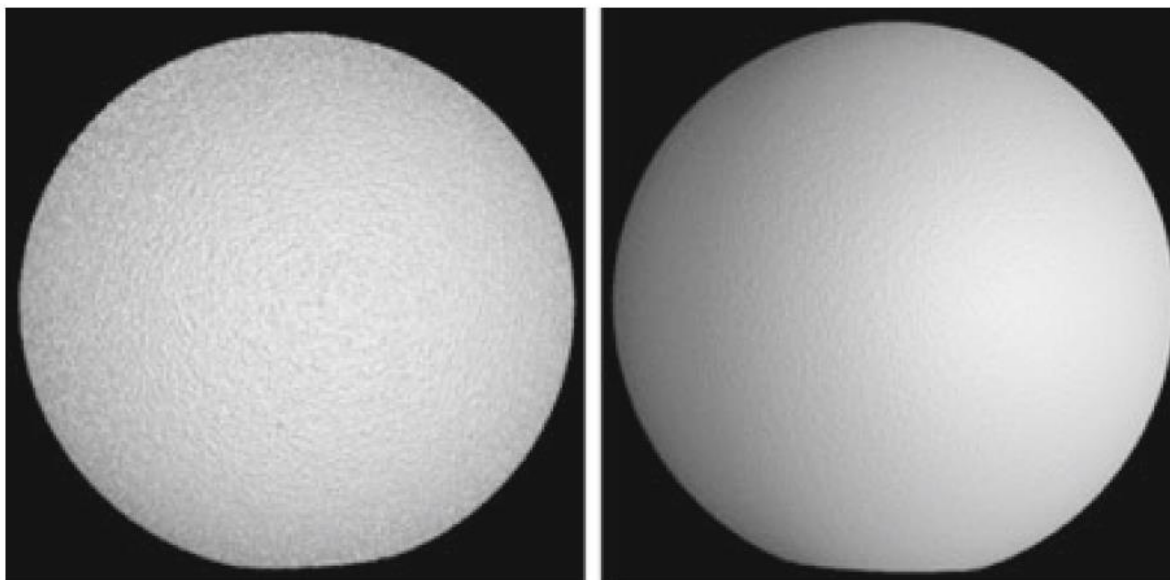


Obrázek 21 - Závislost proudu zdroje na žhavicím katodovém proudu při daných urychlovacích napětích (7)

Opačný extrém, kdy jsou kombinovány parametry nízkého žhavicího proudu katody a vysokého urychlovacího napětí, rovněž nejsou z hlediska efektivity emise elektronů optimální. Vysoké napětí mezi elektrodami obratem urychluje emitované elektrony směrem k anodě, nicméně efektivita emise je v tomto případě limitována počtem elektronů u katody vybuzených žhavicím proudem, nikoliv velikostí urychlovacího napětí. (7) (8)

Další důležitou součástí zdroje, která výrazně ovlivňuje velikost a tvar elektronového paprsku dopadajícího na terč, je takzvaná elektronová optika. Ta má za úkol zaostřit urychlované elektrony do požadovaného místa na terči – do ohniska. Správné zaostření svazku elektronů do ohniska (v podstatě koncentrované oblasti) je totiž klíčové k docílení vyvážené emise RTG záření z celé ozařované oblasti terče. Pokud není emise vyvážená a fotony nejsou vyzářeny z ohniska se stejnou intenzitou, výsledkem je zhoršená kvalita snímků. Čím menší je velikost ohniska (spotu) elektronového svazku ve zdroji, tím většího rozlišení je možné dosáhnout. Na druhou stranu, se zmenšující se velikostí ohniska (spotu) se tepelná energie uvolňovaná při dopadu elektronů na terč koncentruje a výrazně tak přispívá

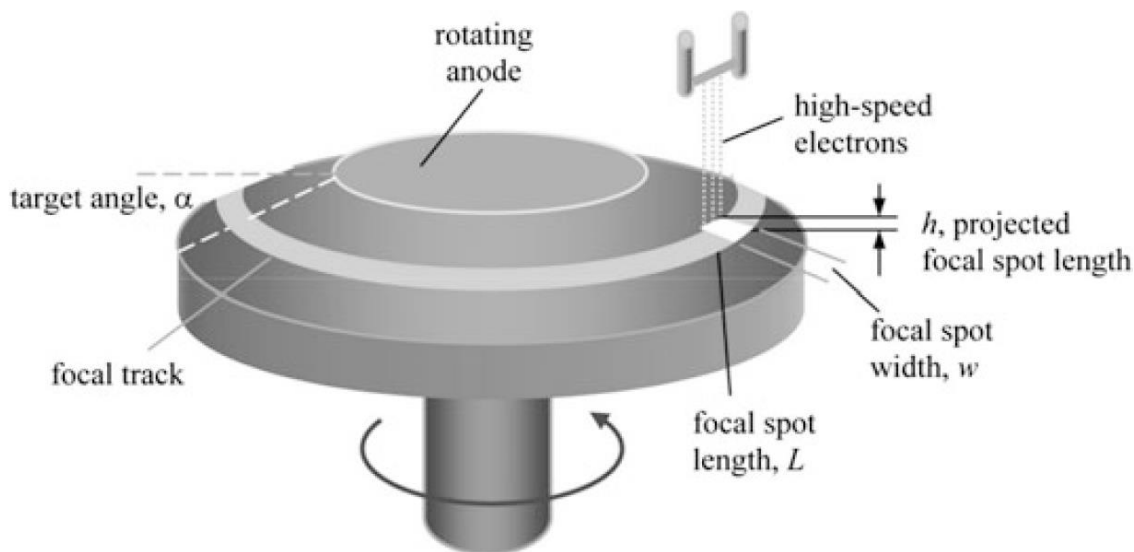
k místnímu opotřebení anody. Výsledná velikost a zaostření ohniska na anodě se mění v závislosti na parametrech katodového proudu a urychlovacího napětí, proto je pro jeho modifikaci elektronová optika nezbytná. Elektronová optika usměrňuje svazek elektronů pomocí magnetického pole a stará se o jeho správné vyrovnání. Na níže uvedeném obrázku je demonstrován rozdíl měření koule se srovnaným (vpravo) a s nesrovnaným (vlevo) svazkem. (7) (8)



Obrázek 22 – Porovnání obrazu při srovnaném a nesrovnaném svazku elektronů (7)

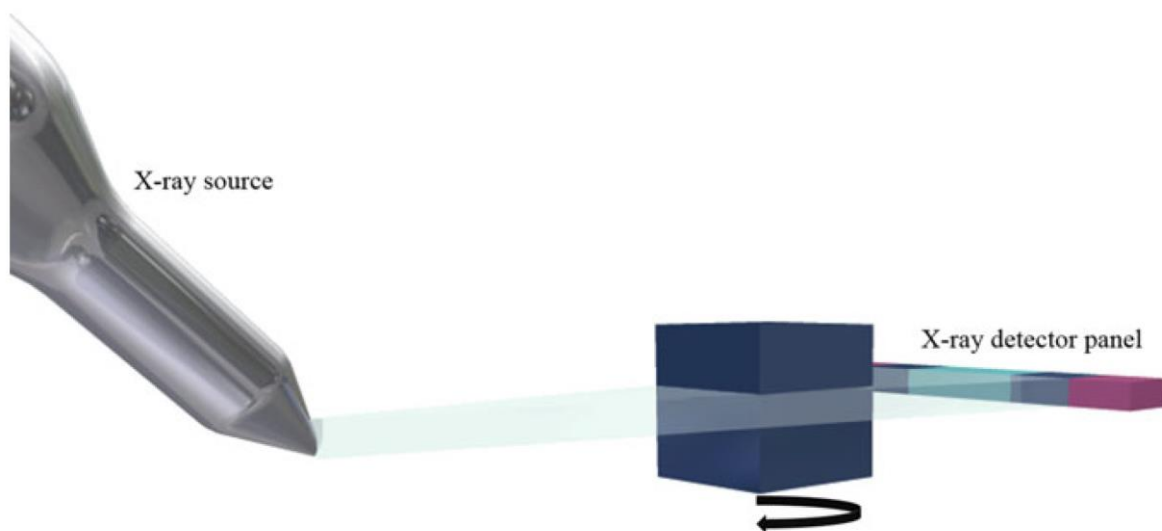
Na výslednou kvalitu získaného obrazu má, v porovnání s ostatními již zmíněnými komponenty zdroje, neméně významný vliv anoda. V první řadě ovlivňuje efektivitu emise materiál anody. Materiál anody rovněž rozhoduje o trvanlivosti zdroje, neboť musí odolávat velkému tepelnému namáhání. Jako nejvhodnější materiál vzhledem k popsaným požadavkům se jeví wolfram (Wf), alternativami jsou potom molybden (Mo), měď (Cu) nebo stříbro (Ag). Používání terčů z různých materiálů lze také kombinovat v rámci jednoho zdroje za účelem přizpůsobení spektra RTG záření vzhledem k prozařovanému objektu. Vyzařované spektrum daného materiálu se liší zejména na základě charakteristické emise. (7) (8) (9)

Nejen z hlediska životnosti terče, ale i z hlediska jeho správného fungování je zásadní zajištění odvodu tepla, které se v terči při ostřelování elektrony koncentruje. Problém se zahříváním anody se řeší buďto přímým ochlazováním anody nebo nahrazením lůžka anody jiným materiálem, který lépe odvádí teplo (nejčastěji měď). Nedostatečné chlazení terče v kombinaci s neúměrně koncentrovaným svazkem elektronů ostřelujícím anodu může vést k lokálnímu natavování terče, které se projevuje ve zhoršené kvalitě obrazu. Aby bylo zatížení anody rovnoměrné, může anoda rotovat, vizte Obrázek 23. Některé speciální anody mohou být konstruovány na bázi kapaliny, kdy je RTG záření emitováno z kapaliny. Méně výkonná zařízení, která využívají nižší energie záření, mohou mít anodu z tenké fólie, kdy je RTG záření emitováno v reakci na průchod elektronů tenkou vrstvou. Množství energie, které musí anoda pohlcovat, je dnes často omežováno softwarovým řízením stroje v takovém duchu, aby byla velikost spotu optimální vzhledem k velikosti urychlovacího napětí. (7) (8)



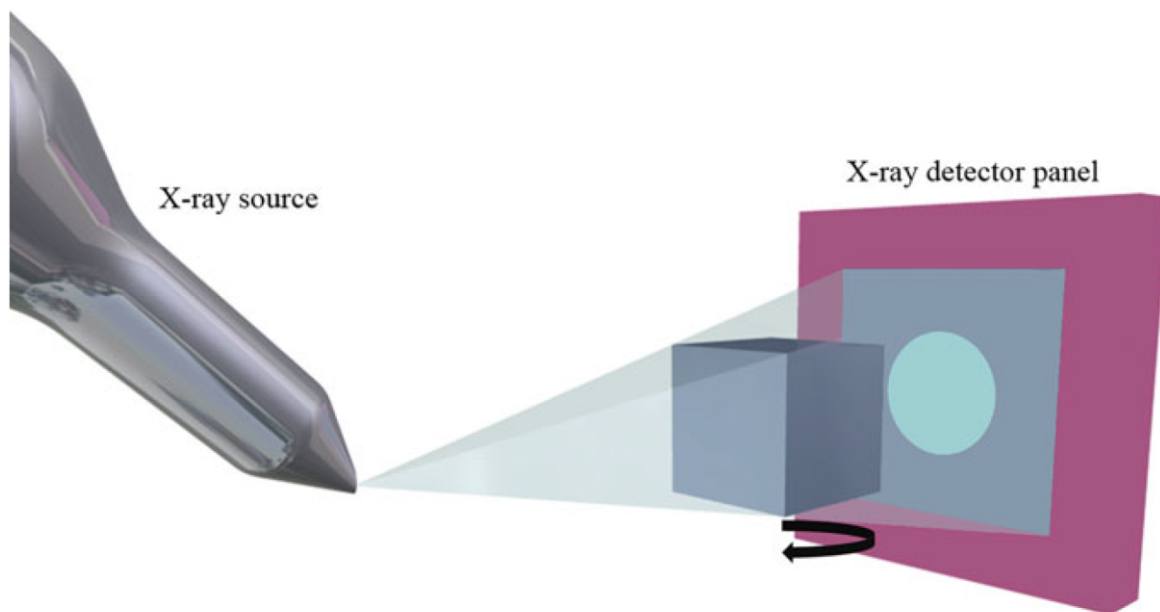
Obrázek 23 - Rotující anoda (7)

V průmyslově využívaných tomografech existují dva hlavní typy zdrojů. První je takzvaný vějířovitý zdroj, který byl a je hojně využíván v tomografech pro medicínské aplikace. Tímto zdrojem je možné efektivně prozářit měřený díl v jedné rovině při daném natočení. Výsledný obraz se skládá z několika snímků, které jsou pořízeny z jedné roviny dílu v rámci jedné rotace. Způsob prozařování v rámci jednoho řezu je naznačen níže na obrázku. Pro získání 3D obrazu je však nutné, aby se zdroj dále posouval ve směru kolmém na prozařovanou rovinu (směrem nahoru), kde se proces prozařování v rámci kompletního otočení opakuje. Je zřejmé, že při akvizici 3D obrazu rozměrných dílů může čas měření vyšplhat k vysokým hodnotám. Posun mezi rovinami skenů může být realizován buďto přímočaře, nebo po šroubovici, je-li cíleno na nižší časy měření. Nicméně, je-li hlavním požadavkem maximální přesnost měření, je tato konstrukční varianta ve srovnání s ostatními nevhodnější, neboť netrpí na vznik vadných zobrazení, zejména při prozařování vysokými energiemi. (7) (8)



Obrázek 24: Zdroj emitující záření ve tvaru vějíře (7)

Druhým typem zdrojů průmyslových tomografií je zdroj generující záření takzvaného kuželového charakteru. Soubor jednotlivých svazků RTG záření má doslova tvar prostorového kužele, čímž je docíleno prozařování měřeného dílu v několika hladinách zároveň, jak je zřejmé z obrázku uvedeného níže. Výsledný 3D obraz je tedy zkompletován v rámci jednoho otočení dílu v plném úhlovém rozsahu. Tento typ zdroje umožňuje provádět měření velmi produktivně. Avšak kuželový tvar svazků záření má i svá negativa, a to zejména v podobě artefaktů zobrazení, které při užití tohoto typu zdroje často vznikají a zhoršují tak kvalitu výsledného skenu. V porovnání se zdrojem emitující vřejřovitý profil záření přináší tento druh zdroje vyšší produktivitu měření, ale nedosahuje nejvyšší přesnosti dané technologie. (7) (8) (11)

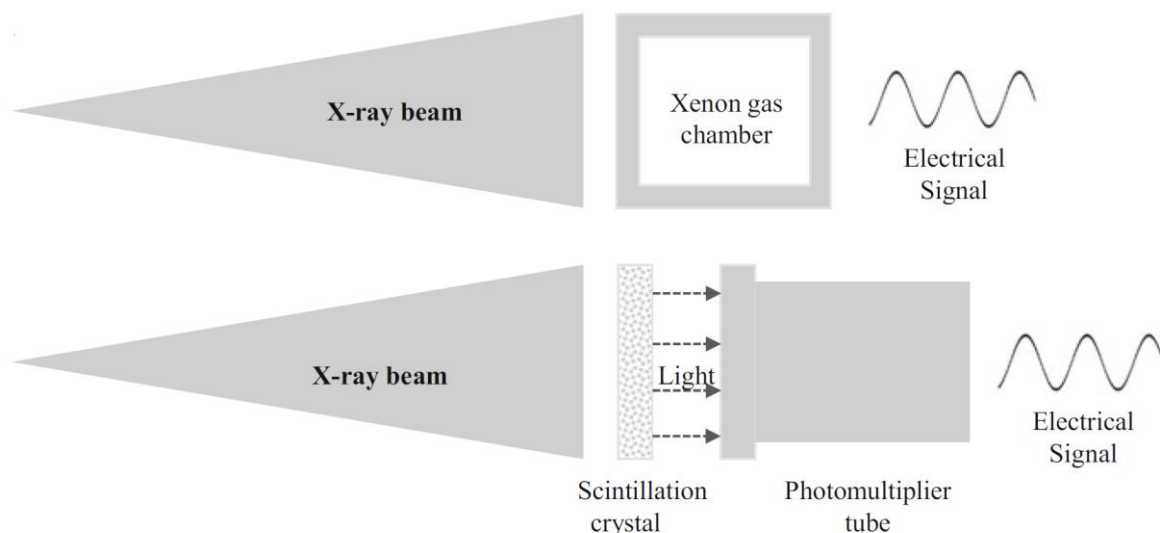


Obrázek 25: Zdroj emitující záření ve tvaru kužele (7)

3.4.2 Detektor

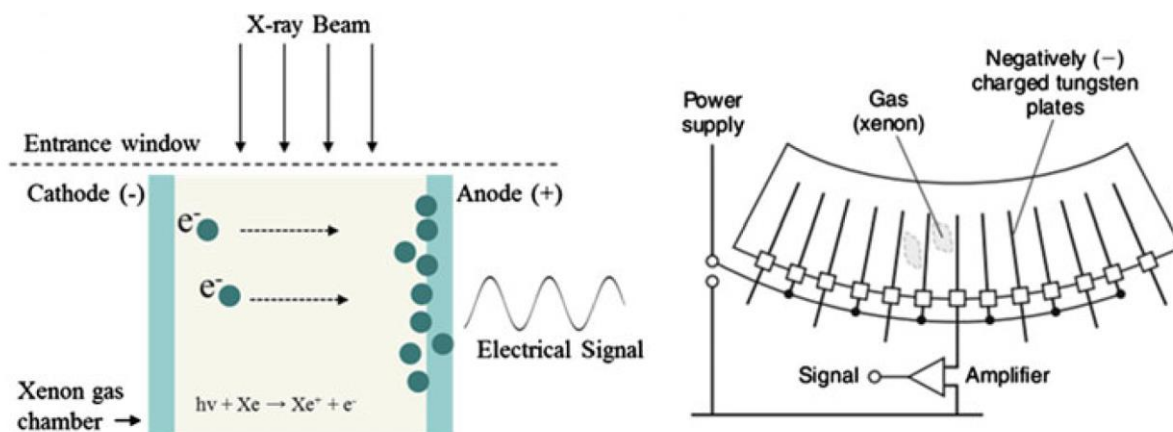
Dalším ze zásadních konstrukčních prvků, který umožňuje převod informací, které nesou utlumené RTG paprsky po průchodu měřeným objektem, je detektor. Rovněž se jedná o prvek, jenž ve velké míře rozhoduje o výsledné kvalitě obrazu, konkrétně o jeho rozlišení, míře kontrastu a šumu. Princip tvorby obrazu je v zásadě totožný pro všechny druhy detektorů – rentgenové záření o patřičné energii, jež odpovídá útlumu po průchodu materiálem, dopadá na detektor, kde interaguje s prvkem, který je schopen citlivě reagovat na dopadající záření. Detektory se vzájemně odlišují zpravidla tím, jaký využívají prvek interagující s dopadajícím zářením, a jakým způsobem dále přenáší informaci o intenzitě interakce. (5)

V zásadě existují dva způsoby, jak zachytit informaci, kterou přenáší RTG záření. Využívá se buď proces ionizace plynu, nebo předání energie scintilačnímu krystalu. Jak je schematicky znázorněno na obrázku níže, informace nesená RTG zářením je v případě detektorů na bázi interakce s plynem přeměněna přímo na elektrický signál. U detektorů, kde je jako citlivý prvek využíván scintilační krystal, je po interakci s krystalem energie RTG záření nejprve přeměněna na viditelné světlo, a až posléze transformována na elektrický signál. (7) (8) (13)



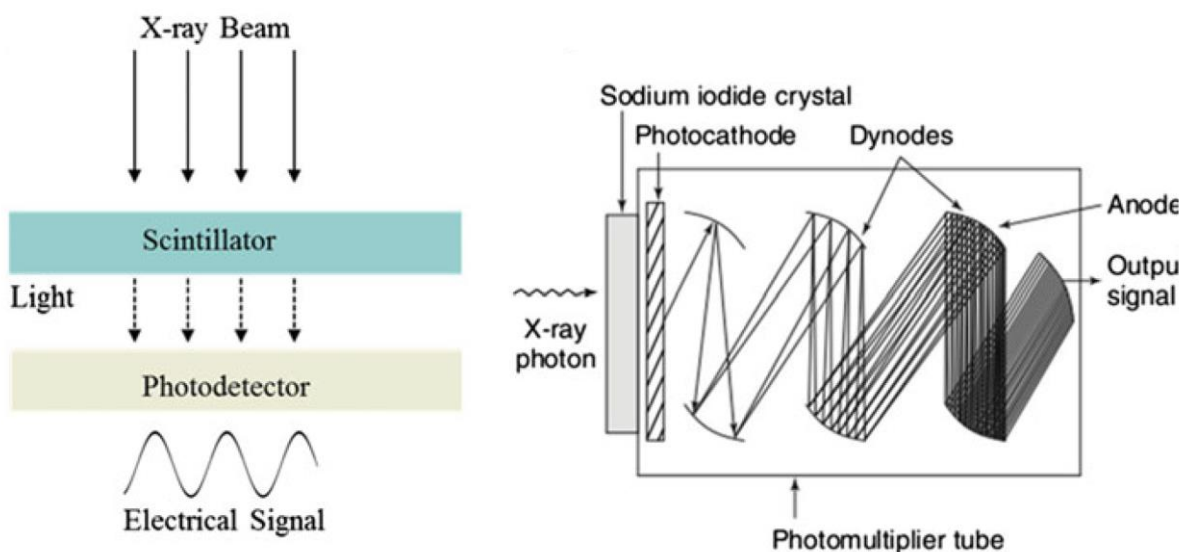
Obrázek 26: Porovnání druhů detektorů (7)

Detektory fungující na bázi **ionizace plynu** využívají ionizujícího účinku RTG záření pro ionizaci pracovního plynu – nejčastěji se jedná o xenon. Konkrétně se využívá snadné ionizace xenonu za vzniku elektronu e^- a kladně nabitého iontu Xe^+ vlivem fotoelektrické interakce. Takto vzniklé ionty jsou potom přitahovány k elektrodám s opačným nábojem. Vznikající usměrněný pohyb nabitých částic v podstatě představuje vznik slabého elektrického signálu, jehož intenzita se velmi citlivě mění s mírou ionizace zapříčiněné ozářením RTG zářením. Na následujícím obrázku je schematicky znázorněn proces vzniku iontů v xenonovém plynu (vlevo) a následně konstrukční schéma xenonové komory (vpravo). (7) (8) (13)



Obrázek 27: Schéma detektoru fungujícího na bázi ionizace plynu (7)

V dnešní době jsou ve většině případů využívány detektory zachycující energii RTG záření pomocí **scintilačních krystalů**. Při dopadu RTG svazku na scintilační krystal dojde v zásadě pouze k prodloužení vlnové délky záření na úroveň viditelného světla. To dále prochází přes fotonásobič, kde nejprve dojde na fotokatodě k přeměně energie viditelného světla na emitované elektrony, které dále putují přes soustavu dynod, a následně k znásobení elektrického signálu. Níže uvedený obrázek zobrazuje funkční schéma scintilačního detektoru (vlevo) a funkční princip fotonásobiče. (5) (7) (8) (13)

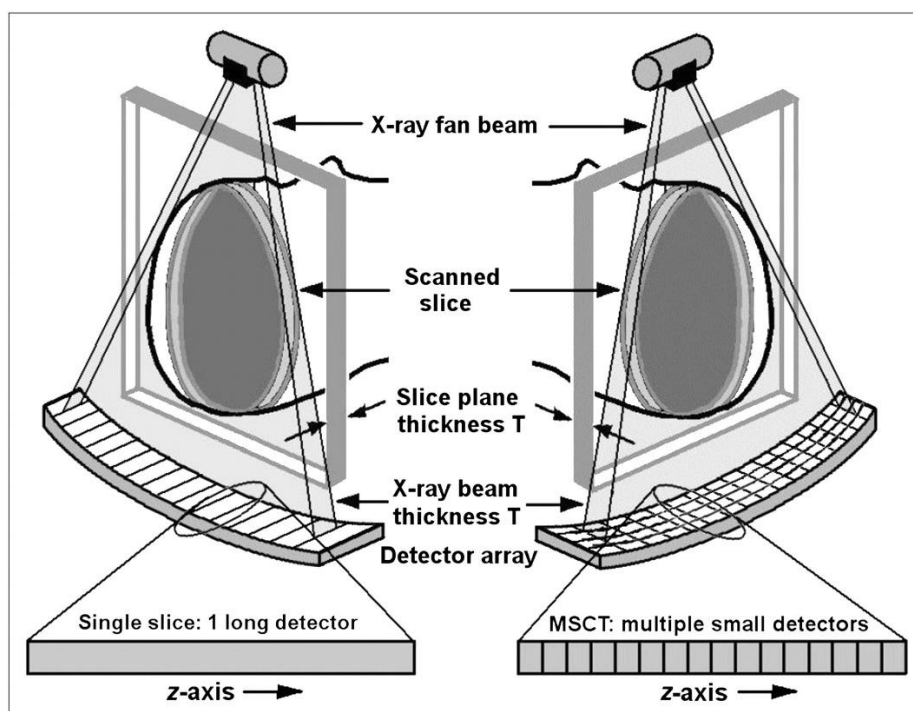


Obrázek 28: Funkční principy využívané v scintilačních detektorech (7)

Existuje celá řada požadavků, které musí detektor splňovat, aby poskytoval kvalitní obrazová data. Jedním z hlavních parametrů detektoru je takzvaná **kvantová účinnost**, která charakterizuje efektivitu přeměny energie RTG záření na výstupní elektrický signál. Navzdory ztrátám, se kterými se potýkají scintilační detektory při dvoustupňové přeměně RTG záření na viditelné světlo a následně na elektrický signál, je kvantová účinnost tohoto typu detektorů vyšší než u jejich zmíněných protějšků – detektorů využívající ionizovaný plyn. Je tomu tak díky vyššímu atomovému číslu materiálu scintilačního krystalu v porovnání s xenonovým plynem. Dalším parametrem určujícím celkovou účinnost detektoru je **geometrická účinnost**, jež je vyjádřena jako poměr mezi celkovou plochou a citlivou částí detektoru. **Časová stabilita** detektoru je parametr, který popisuje, jak stabilně dokáže detektor přeměňovat energii RTG záření na elektrický signál. Schopnost detektoru zachycovat RTG

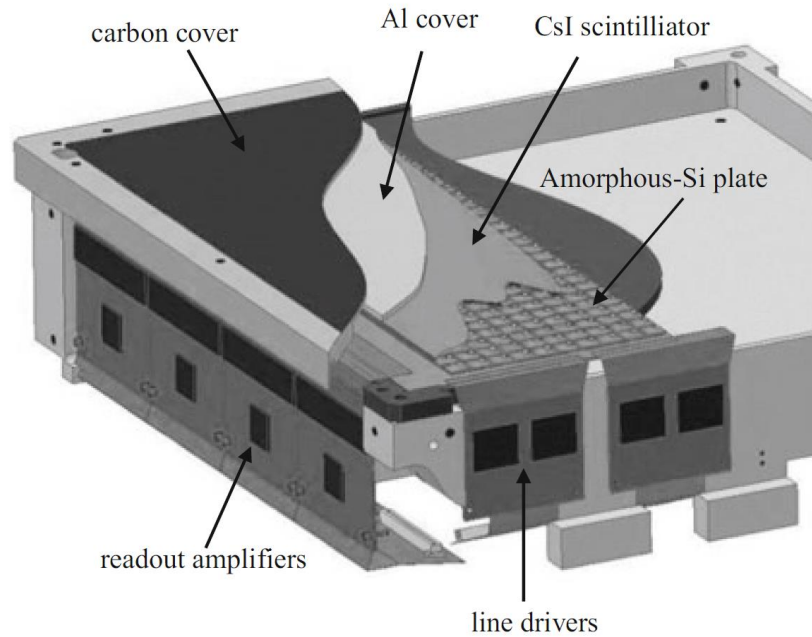
záření o patřičné energii popisuje parametr **energetického rozlišení**. Detektory s vysokým energetickým rozlišením snáze rozlišují polychromatické RTG záření a ve výsledném obraze je potom méně šumu. Dalším sledovaným parametrem je **dosvit** nebo také **doba dosvitu** detektoru, jenž v podstatě popisuje trvání reakce elementu citlivého na osvit RTG zářením. Pro zaznamenání rychlých změn v energii RTG paprsků je potřeba, aby byla doba dosvitu řádově nižší než doba osvitu (minimálně 100x menší). Posledními dvěma sledovanými charakteristikami detektoru je doba odezvy a dynamický rozsah detektoru. Doba odezvy vypovídá o rychlosti interakce RTG záření a citlivého elementu. Dynamický rozsah detektoru charakterizuje rozsah od nejmenší a největší hodnoty signálu, kterou dokáže detektor zaznamenat. (7)

V reakci na požadavek neustálého zvyšování rychlosti skenování byly vyvinuty detektory, které využívají vyššího počtu citlivých elementů, jež lze osvětlovat současně. V oblasti rozšiřování detektorů dominují detektory fungující na bázi scintilace, neboť jsou snadno škálovatelné do několika řad. Tento způsob rozšíření detektoru je zároveň klíčovým faktorem pro možnost efektivního fungování tomografů s kuželovým svazkem. Níže je schematicky znázorněn rozdíl mezi jednořadým a víceřadým detektorem. (7) (14)



Obrázek 29: Jednořadý vs víceřadý detektor (14)

Typické konstrukční uspořádání rovinného scintilačního detektoru pro průmyslová CT zařízení, je uvedeno na dalším obrázku. Detektor se skládá z několika funkčních vrstev. Spodní vrstva je složena z křemíkových fotodiod, ta je dále pokrytá vrstvou jodidu cesia (CsI), která funguje jako scintilační médium. Následuje odrazivá vrstva hliníku, která je pokryta svrchní vrstvou uhlíku sloužící jako ochrana před mechanickým poškozením. (5) (7)



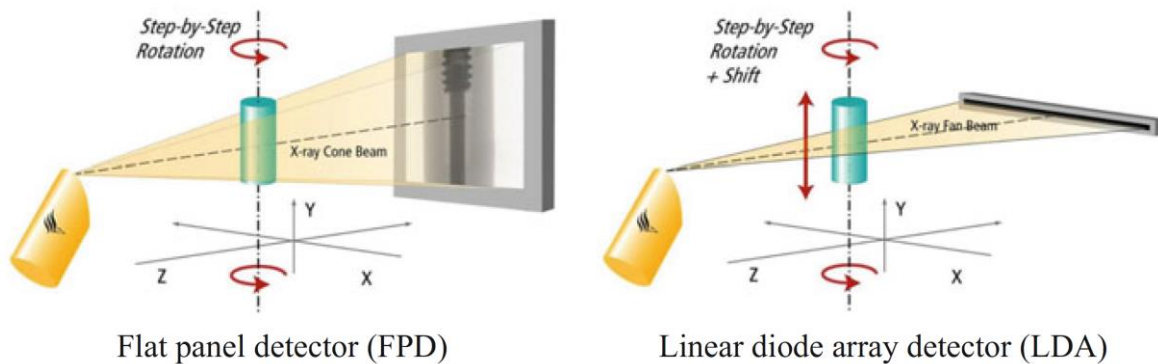
Obrázek 30: Stavba digitálního rovinného detektoru (7)

Na závěr jsou pro větší přehlednost níže v tabulce porovnány některé vlastnosti dvou nejčastěji využívaných typů detektorů. (7)

Tabulka 2 - Porovnání vybraných vlastností xenonového a scintilačního detektoru (7)

| Vlastnost | Detektory s ionizovaným plynem | Detektory se scintilačním krystalem |
|-------------------------------|--------------------------------|---|
| Přeměna energie záření | RTG záření – elektrický signál | RTG záření – viditelné světlo – elektrický signál |
| Kvantová účinnost | Nižší | Vyšší |
| Časová stabilita | Vyšší | Nižší |
| Škálovatelnost | Nemožná | Možná |

Dnes nejčastěji využívaným dvěma typům zdrojů (kuželový a vějířový) odpovídají i dva hlavní typy geometrie detektorů. Konstrukce detektorů byla přizpůsobena tvaru RTG svazku tak, aby bylo měření co nejproduktivnější a zároveň také co možná nejpřesnější. Je-li v konkrétním CT zařízení využíván zdroj emitující svazek ve tvaru kuželu (cone beam), bývá detektor zpravidla typu rovinného panelu – FDP (flat panel detector). Stavba tohoto detektoru, skládající se z jednotlivých citlivých elementů, byla výše popsána a znázorňuje ji Obrázek 30. V případě, kdy je zdroj vějířovitý, odpovídající detektor je typu lineární diodové mřížky – LDA (linear diode array). Tento typ detektoru funguje z hlediska fyzikálního na stejném principu jako detektor FDP, ale zatímco FDP detektor má několik řad citlivých elementů, LDA detektor má pouze jednu řadu citlivých elementů, které snímají právě jednu prozařovanou rovinu vějířovitým svazkem. Některé verze LDA detektorů, takzvané CLDA (curved linear diode array) detektory mohou být zakřiveny tak, aby kopírovaly rádius vějířového svazku, což přináší výhody v podobě menší deformace obrazu. Schematicky jsou oba výše popsané typy detektorů znázorněny na následujícím obrázku. (7)



Obrázek 31 - Principy snímání FDP detektoru (vlevo) a LDA detektoru (vpravo) (7)

Každý typ detektorů má určité silné a slabé stránky při vzájemném srovnání. Níže uvedená tabulka vlastností dvou hlavních typů detektorů porovnává.

Tabulka 3 - Porovnání vlastností FDP a LDA detektorů (7)

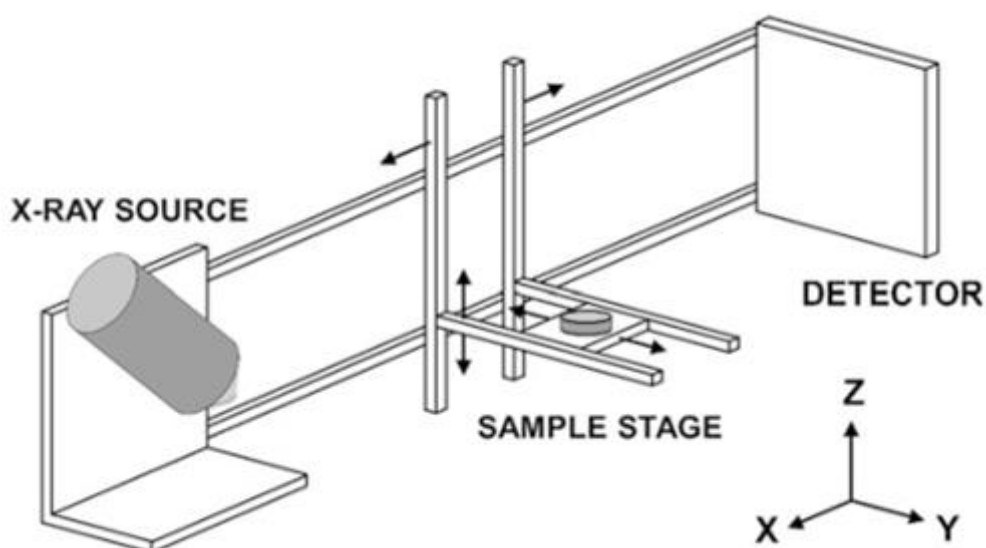
| Kritérium | FPD detektor | LDA detektor |
|----------------------------------|---------------|------------------------|
| Produktivita měření | Výrazně vyšší | Výrazně nižší |
| Rozlišení | Nižší | Vyšší |
| Deformace obrazu | Nízká | Téměř žádná (pro CLDA) |
| Nepřesnost vlivem posunu v ose Z | Žádná | Vyšší |

Dnes využívané detektory mohou dosahovat rozměrů až 400 x 400 milimetrů a v závislosti na kvalitě se aktivní plocha konkrétního detektoru skládá z mřížky od 1000 x 1000 do 2000 x 2000 pixelů. (7)

3.4.3 Kinematika soustavy zdroj – předmět – detektor

Významný vliv na dobu skenování a kvalitu výsledného snímku má způsob polohování a pohyb měřeného dílu. V kapitole představující princip fungování technologie počítačové tomografie byl popsán princip akvizice jednotlivých 2D řezů (snímků) měřeného dílu a jejich následné skládání do prostorového obrazu. Hlavní logika zůstává neměnná napříč historickým vývojem této technologie, nicméně konkrétní způsob, jakým byly získávány jednotlivé snímky napříč generacemi tomografů, se s ohledem na limitace dalších konstrukčních prvků v čase měnil. (7)

S ohledem na dosažení co možná nejvyšší přesnosti měření je dalším z mnoha faktorů, které výslednou kvalitu snímků ovlivňují, pohyblivá soustava zařízení. V zásadě platí pro konstrukci kinematického systému průmyslových tomografů podobné zásady jako pro souřadnicová měřicí zařízení. Mezi hlavní požadavky patří zejména přesnost polohování, která je důležitá pro definování velikosti voxelu, z níž se dále odvíjí výsledné rozlišení. Pro přesnost polohování je rozhodující tuhost jednotlivých komponentů, rovněž jejich teplotní stálost, nebo také přesnost odměřování a další používané softwarové nástroje. (7) (10)



Obrázek 32 - Souřadnicový systém průmyslového tomografu (7)

Standardně bývají tomografy konstruovány v kartézském souřadnicovém systému, jak je naznačeno výše na obrázku. Jak již bylo výše zmíněno, polohování měřeného objektu při měření zásadně ovlivňuje kvalitu výsledného obrazu. Ideální nastavení jednotlivých komponentů vzhledem k souřadnicovému systému stroje by mělo mít tyto parametry:

- Osa definující zvětšení (osa X) by měla směřovat kolmo do detektoru
- Osa X by měla být rovnoběžná s osou svazku RTG záření vycházejícího ze zdroje
- Osa rotace otočného stolu (osa Z) by měla být kolmá na osu X
- Osa Z by měla být rovnoběžná s rovinou detektoru
- Rovina otočného stolu by měla být kolmá na osu Z
- Během měření by měly zůstat všechny úhly a vzdálenosti konstantní, vyjma pracovního pohybu (rotace stolu, případně jeho pohyb v ose Z)

Každá hlavní konstrukční skupina má, mimo vlastnosti výše popsané, které jsou charakteristické pro všechny díly průřezově, svou konkrétní funkci. **Lože** tomografu je podobně jako u

CMM zařízení vyráběno z granitového masivu (žuly), aby disponovalo dostatečnou tuhostí a tvořilo tak stabilní základnu pro celé zařízení. Granit má mimo dobré mechanické vlastnosti výborné tlumicí vlastnosti a je jak teplotně, tak chemicky velmi stabilní. Přesné polohování a udržení stálé pozice v prostoru zajišťuje soustava **lineárních pojezdů**. Osově pohyby jsou v případě méně přesných zařízení realizovány pomocí vodícího šroubu poháněným elektrickým motorem a kluzné matice vykonávající lineární pohyb po vodícím šroubu. U zařízení vyšších tříd přesnosti je pohyb v souřadnicových osách zajištěn pomocí vzduchových ložisek, které spolu s vysokou přesností mají (při správných provozních podmínkách) navíc vysokou životnost. Přesné **odměřování** je řešeno pomocí odečítacích pravítek umístěných na jednotlivých pohyblivých osách. Samotné odečítání polohy je poté uskutečňováno optickými enkodéry, odraznými měřítky, nebo pomocí laser interferometrů. (7) (10)

Co se týká technických parametrů soustavy, jedním z parametrů přímo ovlivňujících kvalitu výsledného obrazu, je počet získaných snímků v rámci plné rotace. V případě průmyslových tomografů vyšších výkonových řad se tato hodnota může pohybovat kolem 3600 snímků, to znamená, že na každé pootočení o jeden úhlový stupeň připadá akvizice 10 snímků. (7) (10)

3.4.4 Filtr

Rentgenové záření vycházející ze zdroje průmyslového tomografu je širokospektrální – nemá jedinou vlnovou délku. Energie záření (vlivem proměnlivé vlnové délky) kolísá kvůli různé kinetické energii elektronů z atomových obalů atomů zdroje, z nichž jsou následně vyzařovány fotony. (5)

Pro účely měření, konkrétně pro zajištění homogenity vzniklého obrazu, je vhodné, aby bylo rentgenové záření interagující s prozařovaným dílem o jednotné vlnové délce. Zejména nízkospektrální část záření totiž zvyšuje ve výsledného obrazu nežádoucí šum a může zapříčinit vznik artefaktů. Z toho důvodu jsou mezi zdroj a prozařovaný díl vkládány filtry, jejichž cílem je pohltit část rentgenového záření o nízké energii a umožnit tak průchod pouze záření o dostatečně vysoké energii. Celková intenzita záření se průchodem přes filtr snižuje, nicméně celková kvalita (energie) záření narůstá a s ní i výsledná kvalita získaného obrazu. (5) (7) (10)

Filtry nejsou nic jiného než destičky o definované tloušťce, které jsou vkládány před zdroj RTG záření, jak je možné vidět níže na obrázku. Mocnost potlačení záření o větších vlnových délkách závisí na zvoleném materiálu filtru a jeho tloušťce. Nejčastěji se jako materiály filtrů používají měď, hliník olovo, nebo cín. Pro představu uvádí Firma ZEISS, výrobce průmyslových CT zařízení, že filtru z cínu o tloušťce 1 mm je ekvivalentní filtr z mědi o tloušťce 3 mm. Účinku filtru z mědi o 1 mm se zhruba vyrovná hliníkový filtr o tloušťce 30 mm. (5) (15)

3.4.5 Ostatní a speciální konstrukční prvky

Výše u popisu zdroje bylo zmíněno, že jevy spojené s vybuzením RTG svazku probíhají ve vakuu. Vyčerpání trubice je totiž nutné pro správné fungování jednotlivých fyzikálních dějů, na nichž je funkčnost zdroje postavena. V případě, že by rentgenová trubice vyčerpána nebyla, došlo by k nežádoucím interakcím aktivních částic s částicemi vzduchu (N, O). V lepším případě by došlo ke snížení efektivity zdroje, a sice k emisi RTG záření o nižší intenzitě, v horším případě by mohlo dojít k poškození zdroje v důsledku nadměrné ionizace trubice a zapálení elektrického oblouku. Standardně udržovaná úroveň vakua se proto pohybuje pod hodnotou 10^{-7} bar. V případě, kdy je potřeba zdroj servisovat, například z důvodu výměny nadměrně opotřebeného filamentu nebo terče, je potřeba opět trubici zdroje vyčerpat na dostatečně nízkou úroveň. (7)

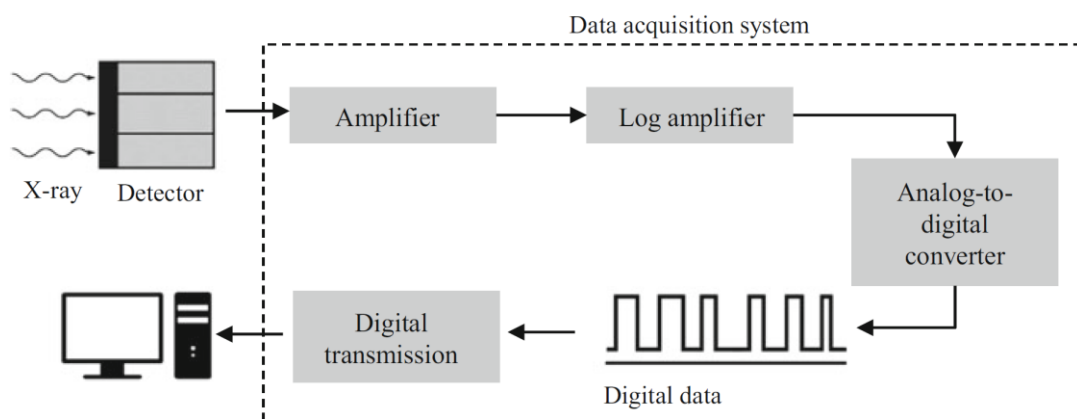
Některá speciálně vybavená CT zařízení, takzvané **multisenzorové systémy**, mají možnost kombinovat standardní měření prozářením s měřením pomocí dotykové sondy. Toto řešení je vhodné například pro měření sestav složených z vícera materiálů o výrazně odlišných hustotách, kdy by bylo nemožné získat kvalitní obraz pomocí jedné kombinace parametrů. Přídavná sensorika nemusí být výhradně mechanická sonda, standardní způsob prozařování lze kombinovat i s optickými měřicími zařízeními. Na druhou stranu lze doplnit rentgenovou snímací sestavu i do jiných zařízení, nejčastěji za účelem sledování vnitřních struktur při probíhající deformaci. Takto modifikovaná zařízení se nazývají **kombinovanými zařízeními** a jedním z jejich příkladů může být například trhací zařízení doplněná o zdroj RTG záření a detektor. Při měření malých vzorků je možné kombinovat měření pomocí RTG svazku se světelnou mikroskopií. Měření na bázi CT technologie je dnes (po vzoru letištní kontroly) možné integrovat do automatizované **in-line** kontroly, vizte Obrázek 33. Další možností zvýšení stupně automatizace měřicího procesu je integrace robotického ramene sloužícího k zakládání měřených dílů do útroby CT zařízení. (7), (16)



Obrázek 33 - Automatizovaný proces měření pomocí CT (16)

3.5 Tvorba obrazu

Hlavním principem, na kterém je postavena tvorba obrazu ve výpočetní tomografii, je fyzikální interakce RTG záření s detektorem. Takto zachycené záření je následně převedeno na elektrický signál a přeneseno do binárního kódu. Teprve potom následuje další zpracování těchto informací pomocí sofistikovaných matematických algoritmů, díky kterým je možné vizualizovat měřený objekt ve formě trojrozměrných dat. Fyzikální principy, se kterými pracují detektory, byly popsány v předchozí kapitole. V této kapitole bude popsán proces zpracování, filtrování a rekonstrukce obrazových dat.



Obrázek 34 - Proces tvorby obrazu ve výpočetní tomografii (7)

3.5.1 Zpracování obrazu

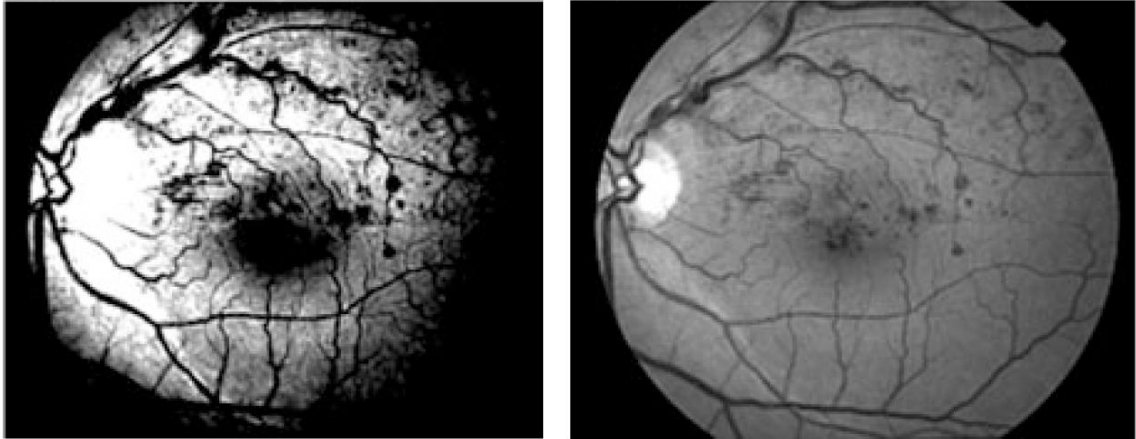
Digitální obraz je ve své podstatě obraz složený z elementů stejné velikosti, které jsou pravidelně uspořádány v mřížce. Tyto elementy, pixely, jsou uspořádány v kartézském systému a každému z nich je možné přiřadit konkrétní souřadnici. Souřadnice x a y odpovídá umístění pixelu ve směru souřadnicových os systému a zajišťuje tak jedinečnost umístění pixelu v rovině. Digitální obraz lze zcela definovat pomocí parametrů:

- Rastr
- Pixel (voxel)
- Barevná hloubka

Rastr (mřížka) se skládá ze sloupců M a řádků N a definuje tak celkovou velikost obrazu. Je-li počet sloupců a řádků stejný, výsledný obraz má čtvercový tvar, jinak má obraz tvar obdélníkový. Ke kompletnímu zavedení obrazu je potřeba parametr barevné hloubky (k), který dále specifikuje informaci, již nese konkrétní pixel. Potom lze celkovou (datovou) velikost obrazu popsat následujícím vztahem

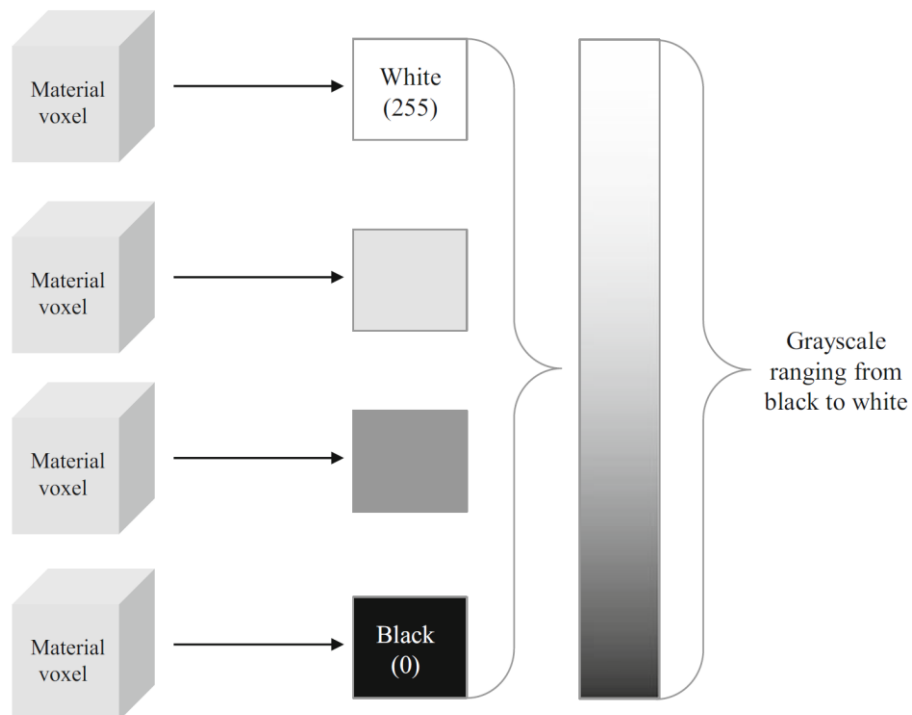
$$\text{velikost obrazu} = M \times N \times 2^k. \quad (3.7)$$

V rámci obrazu vznikajícího jako výstup z tomografu je každý pixel charakterizován stupněm šedi, který odpovídá dané materiálové charakteristice, konkrétně koeficientu útlumu prozařovaného materiálu v místě, kterému daný pixel náleží. Stupeň šedi má zásadní význam pro rozlišení kontrastu, jak je možné vidět níže na obrázku. V případě, že $k = 2$, jsou rozlišovány pouze dva stupně šedi (černá/bílá) a výsledná úroveň kontrastu je velmi nízká (vlevo na obrázku). Obraz s maximální stupněm šedi $k = 8$ je vidět na obrázku vpravo. Úroveň kontrastního rozlišení je v tomto případě viditelně větší, neboť rozlišuje 256 odstínů. (7) (10) (13)



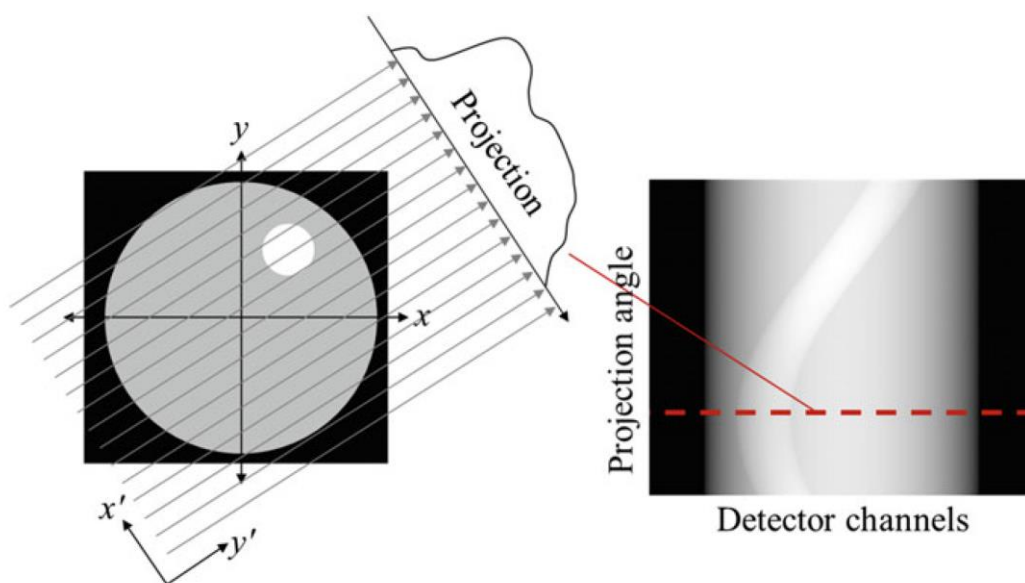
Obrázek 35 - Porovnání stupňů šedi - 2 vs 256 (7)

V oblasti výpočetní tomografie, kde je výsledný obraz prostorového charakteru, je pixel nahrazen prostorovým pixelem – voxelem (z angličtiny volumetric pixel). Podobně jako u 2D obrazu je jednotlivým voxelům přiřazen stupeň šedi v závislosti na velikosti výstupního signálu na detektoru. Vysoké hodnoty výstupního signálu odpovídají světlým odstínům, nízkým hodnotám výstupního signálu potom pochopitelně odpovídají tmavé odstíny – schematicky naznačuje obrázek níže. (7) (10) (13)



Obrázek 36 - Stupně šedi jednotlivých voxelů (7)

Jak vyplývá z funkčního principu CT, nehlédě na konkrétní vývojovou generaci, výsledný soubor dat má vždy podobu několika snímků odpovídajících konkrétní úhlové pozici. Takový druh dat, složený do jednoho souboru, se nazývá **sinogram**. Ve své podstatě lze sinogram interpretovat jako obraz složený z několika horizontálních průmětů, které odpovídají konkrétnímu úhlu natočení objektu, a které jsou seřazeny nad sebe. Princip sinogramu je schematicky naznačen níže. Jeden fixně umístěný bod v měřeném objektu (například světlý kroužek na obrázku) se na sinogramu postupně zobrazuje jako sinusoida vznikající kombinací rotace (rotace otočného stolku) a posuvu (skládání jednotlivých snímků za sebe). Sinogram představuje primární zdroj dat pro tvorbu obrazu, neboť se právě z něj pomocí dalších výpočetních postupů odvozuje podoba rekonstruovaného snímku. Mimo jiné může sinogram posloužit k detekci chybného fungování jednotlivých elementů celého zařízení. V případě, že je některý element detektoru nefunkční, projeví se tato vada na sinogramu tak, že je jedna vertikální čára po celé délce výrazně odlišná od zbytku sinogramu. V případě poruchy zdroje (nebo celkové chybě detektoru) je pravidelnost obrazu narušena vznikem horizontální čáry napříč celé šířky sinogramu. (7) (10) (13)

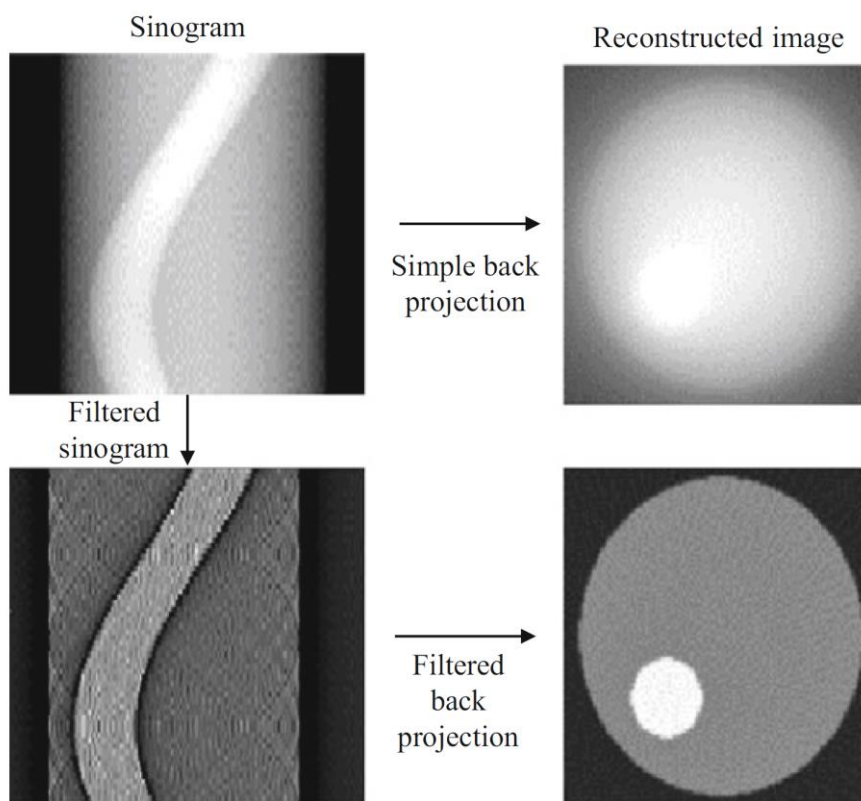


Obrázek 37 - Záznam sinogramu (7)

Po akvizici souboru měřených dat v podobě sinogramu však nelze přejít okamžitě k aplikování výpočtů pro vytvoření konečného obrazu. Získaná data totiž nejsou ve stavu, kdy by po jejich zpracování mohl být vytvořen kvalitní obraz. Proto je potřeba data v sinogramu vylepšit aplikováním některého z filtrů. Použití vhodného filtru může vést k:

- Potlačení šumu
- Vyhlazení obrazu
- Zvýšení kvality obrazu zejména na hranách snímaného objektu, kde se intenzity útlumu jednotlivých voxelů (pixelů) skokově mění
- Zvýšení celkového rozlišení.

Jeden z konkrétních případů vhodně fungujícího filtru je možné vidět na obrázku níže. Jedná se o případ, kdy jsou data ještě před samotnou aplikací výpočetního algoritmu pro vytvoření obrazu filtrována (dolní řádek), anebo není použit žádný filtr (horní řádek). (7) (10) (13)



Obrázek 38 - Rekonstruovaný obraz vytvořený z filtrovaných a nefiltrovaných dat (7)

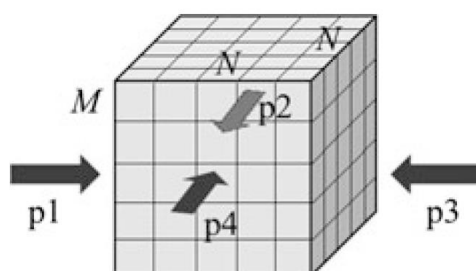
3.5.2 Rekonstrukce obrazu

Jak již bylo výše popsáno, rekonstrukce obrazu je posledním krokem v procesu tvorby obrazu. Pojem rekonstrukce je užíván proto, že se obraz ve své podstatě vytváří zpětně z již získaných dat, která však nejsou ve vyhovující formě pro vizualizaci měřeného objektu. Proto po zachycení informace, kterou nese RTG záření, pomocí detektoru a jejím následném zpracování v digitální obraz, nastává fáze, kdy jsou obrazová data pomocí sofistikovaných matematických algoritmů transformována ve finální obraz měřeného objektu. Problematika rekonstrukce obrazu je poměrně komplikovaná, a proto budou v této podkapitole nastíněny pouze základní principy jednotlivých výpočetních postupů.

V první řadě je nutné zmínit, jaká logika je uplatněna při rekonstrukci obrazu. V kapitole věnující se detektorům bylo popsáno, jakým způsobem jsou zachytávány jednotlivé paprsky RTG záření citlivými elementy detektoru, a jak následně dochází ke vzniku elektrického signálu v závislosti na koeficientu útlumu materiálu v konkrétních prozařovaných místech měřeného objektu. Nicméně informace o koeficientu útlumu materiálu, jenž není v celém objemu konstantní, obsažená v jednom 2D obrazu, není dostatečná pro přiřazení koeficientu útlumu každému jednotlivému voxelu. Pro vznik 3D obrazu je tedy nutnou podmínkou, aby bylo zaznamenáno několik 2D projekcí z různých úhlových natočení měřeného objektu. (6) (7)

První, kdo se řešení tohoto problému úspěšně zhostil byl rakouský vědec Radon, který roku 1917 definoval tento matematický problém (jehož řešení bylo později pojmenováno **Radonovou transformací**) jako „stanovení hodnoty neznámé funkce při znalosti jejích křivkových integrálů“ a našel jeho řešení. Řešení tohoto problému přenesl z teoretické do praktické úrovně v roce 1971 jihoafricko-americký fyzik Cormack, který své zdokonalené řešení úspěšně aplikoval v rámci vývoje historicky prvního tomografu, za což byl stejného roku oceněn Nobelovou cenou. Níže na obrázku je schematicky

naznačen princip Radonovy transformace, kdy je pomocí jednotlivých průchodů RTG záření materiálem z několika úhlových pozic (p_1 , p_2 , p_3 a p_4) reprezentovaných křivkovými integrály možné stanovit koeficienty útlumu jednotlivých voxelů. (7)



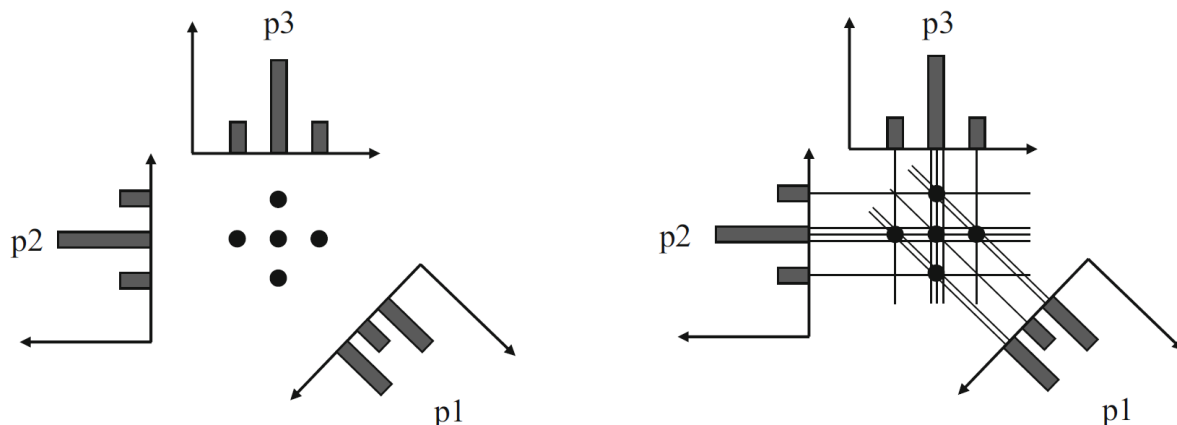
Obrázek 39 - Princip rekonstrukce 3D obrazu pomocí Radonovy transformace (7)

Dnes existuje celá řada matematických algoritmů, s jejichž pomocí lze obraz rekonstruovat. Obecně by se daly rozdělit do skupin dle principu, na kterém fungují. První skupina, takzvaných **analytických** algoritmů, je postavena na principu Radonovy transformace, kdy je obraz definován jako matematický model a rekonstrukce obrazu probíhá na bázi řešení integrální funkce. Skupina **algebraických** algoritmů přistupuje k rekonstrukci obrazu iterativně, kdy je obraz rekonstruován v několika krocích až do splnění určitých kritérií. Algebraické algoritmy modelují rekonstruovaný obraz jako systém lineárních rovnic, jehož řešení je hledáno iterativně až do dosažení konvergence. Poslední skupina **statistických** algoritmů také rekonstruuje obraz iterativně, ale řešení hledá na bázi pravděpodobnostních principů. Rekonstrukce pomocí statistických algoritmů je obzvláště vhodná pro rekonstrukci obrazu v případech, kdy nejsou měřená data kompletní. V porovnání s analytickými algoritmy vyžadují algebraické i statistické algoritmy výrazně větší výpočetní výkon. (7)

Vrcholem celého procesu tvorby obrazu je samotná matematická rekonstrukce, která je postavena na **Fourierově teorii řezu**. Koncept této teorie spočívá ve stanovení vazby mezi Fourierovou transformací projekce měřeného objektu a Fourierovou transformací daného objektu v konkrétním dvojrozměrném řezu. Zjednodušeně řečeno umožňuje tato teorie rekonstruovat 3D obraz z jeho 2D projekcí. Samotná Fourierova teorie řezu však není pro rekonstrukci obrazu v dnešní době využívána. S ohledem na řadu praktických nedostatků této teorie, které vedou k příliš vysokým výpočetním časům a suboptimální dosahované kvalitě získaného obrazu, jsou proto využívány algoritmy, které z této teorie vychází, ale jsou určitým způsobem optimalizovány. (7) (10) (13)

Dnes je nejčastěji využívaným algoritmem pro rekonstrukci obrazu takzvaná **filtrovaná zpětná projekce**. Pro nastínění logiky fungování tohoto algoritmu bez aplikace filtru (jednoduchá zpětná projekce) poslouží Obrázek 40. Pro zachování jednoduchosti popisu fungování algoritmu je měřený objekt reprezentován pěti body, které jsou dále znázorněny třemi projekcemi (vlevo) a třemi zpětnými projekcemi (vpravo) získanými z různých úhlových pozic. Každé projekci odpovídá graf distribuce koeficientu útlumu pro daný směr průchodu paprsku RTG záření. Jak je možné vidět z jednotlivých grafů distribuce, koeficienty útlumu jsou na základě principu zpětné projekce nejprve sečteny a následně rovnoměrně zpětně promítnuty. Po akvizici několika snímků z různých úhlových pozic je na základě vzniklé „mřížky“ přiřazen koeficient útlumu jednotlivým voxelům. Vzhledem k tomu, že intenzita koeficientů útlumu je zpětně distribuována rovnoměrně po celé dráze pronikajícího paprsku RTG záření, obsahuje vzniklý obraz velké množství šumu, neboť i místům, kde je intenzita koeficientu

útlumu ve skutečnosti nulová, je zpětně přiřazena hodnota nenulová. Tento jev je úspěšně kompenzován aplikací filtru, čímž je v praxi dosaženo konečného výsledku přijatelné kvality. (7)



Obrázek 40 - Princip filtrované zpětné projekce (7)

Výše byla popsána logika algoritmu filtrované zpětné projekce na příkladu rekonstrukce 2D obrazu při využití konfigurace zdroje a detektoru využívající snímání pomocí paralelního (liniového) svazku RTG záření. V případě využití vějířového nebo kuželového svazku RTG záření je princip algoritmu v jádru stejný, ale použité matematické operace jsou daleko komplikovanější. Vyšší složitost rekonstrukčního procesu vyplývá z principu transformace dat z 2D do 3D, a rovněž z kompenzace divergentních tvarů svazku RTG záření. (7) (10) (13)

Většina průmyslových tomografů dnes využívá pro docílení maximální produktivity měření zdroj kuželového svazku. V tomto případě je však pro rekonstrukci dat ze 2D do 3D filtrovaná zpětná projekce nedostačující. Proto byl v roce 1984 představen trojicí vědců **FDK algoritmus**, pojmenovaný po Feldkampovi, Devisovi a Kressovi. Velmi zjednodušeně řečeno funguje tento algoritmus na principu redukce získaného 2D obrazu na jednotlivé 1D křivky vlastní jedné řadě elementů detektoru, zpracování těchto dílčích projekcí pomocí filtrované zpětné projekce, a následnému složení celkového 3D obrazu. Tento algoritmus však navzdory obrovskému přínosu ve spojitosti se zvýšením produktivity měření má řadu nedostatků vzhledem k velkému počtu kompenzačních výpočtů, které jsou jeho nedílnou součástí. (7) (10) (13)

Díky dnes už snadno dosažitelným vysokým výpočetním výkonům výpočetní techniky je možné celkovou dobu skenování dále výrazně zkracovat. Konkrétně například okamžitým zpracováním dat z jednoho provedení snímku během měření. Po skončení měření – zaznamenání posledního snímku – je potom doba rekonstrukce celého 3D obrazu výrazně snížena. (5)

4 Faktory ovlivňující přesnost měření

Měření realizované na výpočetním tomografu je sofistikovaným procesem, do něhož vstupuje řada faktorů, které mohou výsledek měření výrazným způsobem ovlivňovat. Tyto faktory je možné rozdělit do dvou skupin, na základě toho, kdy do procesu měření vstupují. Výsledná přesnost měření je postavena na dvou hlavních pilířích, a sice samotném procesu skenování a následném vyhodnocení získaných prostorových dat. V první fázi procesu lze směřovat k vysoké přesnosti měření skrze vhodné nastavení procesních parametrů. Optimální nastavení procesních parametrů lze vnímat jako předpoklad pro kvalitní zpracování získaných dat. Druhá fáze procesu měření, a sice vyhodnocení obrazových dat rovněž ovlivňuje výslednou přesnost měření, nicméně vhodné nastavení procesních parametrů vedoucí k rekonstrukci kvalitního obrazu je pro následující vyhodnocení v otázce dosahování vysoké přesnosti měření nutnou podmínkou.

4.1 Podmínky vzniku ideálního obrazu

Kvalitu obrazu získaného rekonstrukcí dat na základě informací o koeficientech útlumu zaznamenaných na detektoru ovlivňuje v první řadě samotné prozařování dílu rentgenovým svazkem. V tomto ohledu je zásadním parametrem **energie záření**. Množství a charakter energie vycházející z ohniska zdroje se odvíjí primárně od velikosti napětí a proudu na rentgenové trubici. S rostoucím urychlovacím napětím se zvyšuje vlnová délka záření, a tedy i jeho celková energie. Zvyšováním proudu se zvedá celková intenzita záření (počet fotonů), ale charakter svazku (vlnová délka záření) zůstává nezměněn. energii záření je nutné vnímat v kontextu detektoru, a sice uvažovat, jaký celkový výkon záření je v rámci jednoho snímku na detektor přenesen. V tomto případě, je dalším z klíčových parametrů čas, konkrétně doba, po kterou je díl ozařován v rámci jednoho snímku – čas integrace. Celkový výkon záření interagujícího s materiálem při konstantní hodnotě urychlovacího napětí popisuje níže uvedený vztah

$$E = IT, \quad (4.1)$$

kde E vyjadřuje expoziční výkon, I vyjadřuje budicí proud a T značí celkovou dobu ozařování. (5)

Podobné principy zobrazování, které fungují pro zobrazování viditelným světlem, platí i pro **zobrazování pomocí RTG záření**. V ideálním případě by bylo pro dosažení optimálních parametrů obrazu potřeba splnit následující podmínky:

1. Velikost ohniska zdroje (spotu) – RTG záření by mělo vycházet z nekonečně malého bodu
2. Vzdálenost zdroje od objektu – ideálně by měl být zdroj záření vzdálen nekonečně daleko od objektu při zachování dostatečně velké energie pro vhodné prozařování
3. Vzdálenost detektoru od objektu – detektor by měl být co nejbližší prozařovanému objektu
4. Vzájemná poloha zdroje, objektu a detektoru – ideálně by měl paprsek rentgenového záření procházet kolmo skrz objekt a dopadat kolmo na detektor; všechny tři prvky systému by měly ležet v jedné rovině.

Při reálném měření na průmyslových tomografech není možné těchto ideálních podmínek dosáhnout v absolutní míře. Nějaká míra šumu bude ve snímcích vždy zastoupena kvůli tvarové různorodosti měřených dílů. Jednotlivé části měřeného dílu budou vždy v různé vzdálenosti od zdroje záření, resp. detektoru než ostatní části. Stejně tak je ve většině případů nemožné, aby byly všechny plochy dílu natočeny optimálně – rovnoběžně s plochou detektoru. V případě průmyslových tomografů je takto vznikající nepřesnost v obrazu, takzvaná geometrická neostrost obrazu, částečně

kompensována rotačním pohybem prozařovaného dílu, kdy je umožněno snímat zakřivené plochy v příznivém natočení vzhledem ke zdroji záření, resp. k detektoru. (5)

Pro geometrickou neostrost U_g závislou na velikosti ohniska zdroje F , vzdáleností mezi zdrojem a měřeným dílem d a vzdáleností mezi měřeným dílem a detektorem t platí:

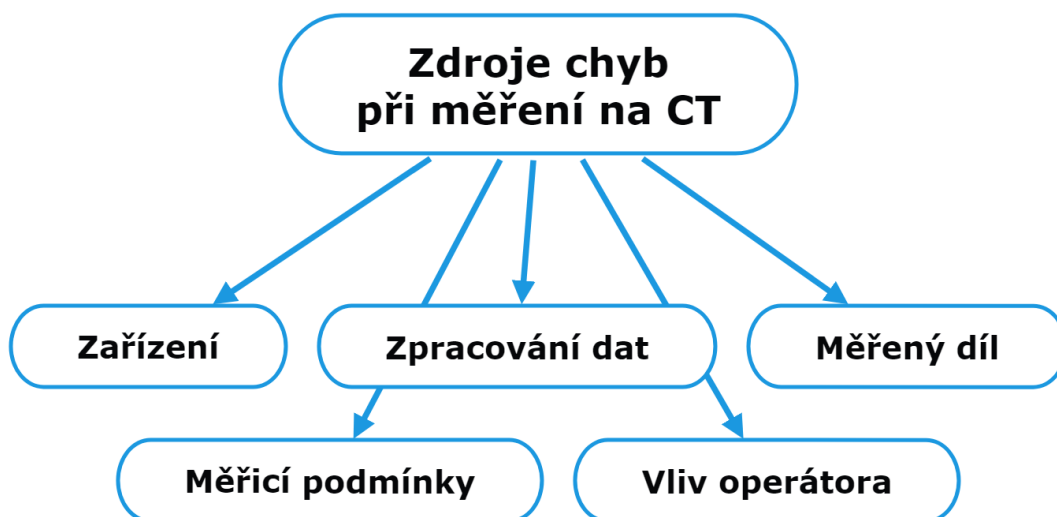
$$U_g = \frac{F \cdot t}{d} \quad (4.2)$$

Vznikající geometrická neostrost obrazu je také často popisována jako stínový artefakt (penumbral shadow). Artefaktů neboli chybných zobrazení, může, mimo již zmíněný, vznikat celá řada. Jednotlivé artefakty a způsob jejich kompenzace bude blíže popsán dále v práci. (5) (7) (10)

Měření na CT by mělo v ideálním případě vést k zisku ostrého, optimálně kontrastního a minimálně zašuměného obrazu v co možná nejkratším čase. Jak již bylo zmíněno, kvalita snímku závisí především na jeho ostrosti a míře kontrastu. Nekvalitní snímek se vyznačuje nejčastěji rozmazanými okraji jednotlivých prvků, které v praxi způsobí nedostatečné rozlišení malých detailů. Výsledkem je tedy například ztráta informace o přítomnosti menších trhlin, vměstků, pórů, nebo jiných drobných defektů. Jak již bylo výše zmíněné, pro výslednou kvalitu obrazových dat je zásadní schopnost rentgenového záření procházet měřeným dílem. Při reálném měření nelze v drtivé většině případů zajistit zcela optimální vlastnosti rentgenového svazku. Intenzita záření je buď příliš velká, nebo je naopak nedostatečná. Zvyšování intenzity rentgenového záření vede do určité míry ke zvýšení kontrastu v obrazu, ovšem na úkor jeho ostrosti a množství šumu. Naopak podexponovaný obraz bývá v zásadě nedostatečně kontrastní a výrazněji zašumělý. Ve vztahu k prozařovanému objektu je tedy zásadní celková velikost a charakter rentgenového záření, které do materiálu vstupuje. Vliv nastavení jednotlivých procesních parametrů za účelem dosažení vysoké kvality obrazových dat, a tedy i vysoké přesnosti měření, bude blíže představen v experimentální části práce. Měřicí proces je však také ovlivněn faktory, které nemá operátor přímo ve své moci, ale i tak na nich výsledek měření závisí. Tyto faktory zatěžující výsledky měření mírou nejistoty lze označit jako zdroje chyb měření. (5) (7) (10)

4.2 Zdroje chyb při měření na výpočetním tomografu

Ve snaze dosažení maximální přesnosti měření je potřeba vliv jednotlivých faktorů znát a podniknout kroky které jejich vliv zcela potlačí, nebo alespoň omezí na přijatelnou mez. Tyto faktory, jinak označované také jako zdroje chyb měření, lze dělit v závislosti na tom, v jaké fázi procesu měření do něj vstupují, nebo také ve spojitosti s jejich původem. Druhý způsob dělení se v literatuře vyskytuje nejčastěji a je možné jej vidět níže v diagramu.



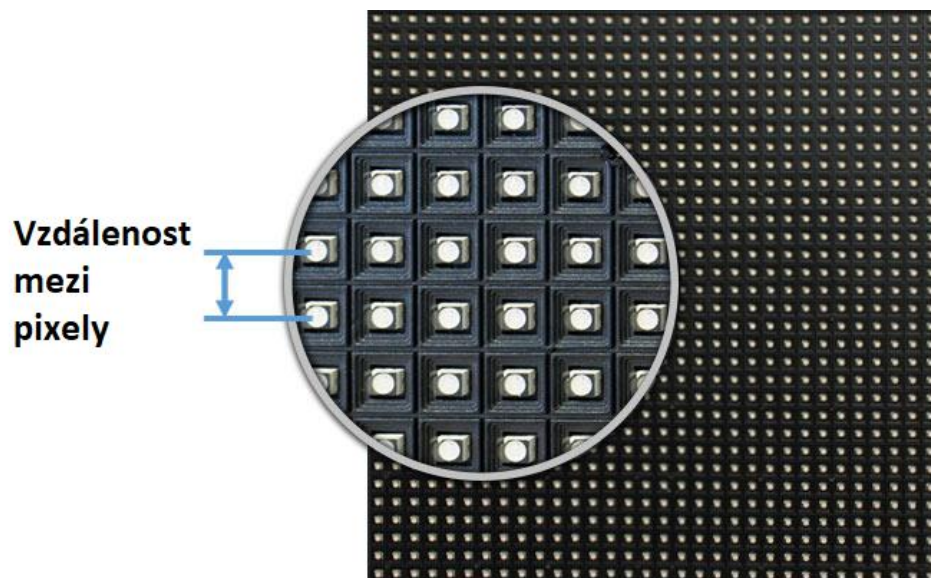
Obrázek 41 - Primární zdroje chyb měření na výpočetním tomografu

4.2.1 Zařízení

Z pohledu konstrukce je výpočetní tomograf velmi sofistikované zařízení. Jedná se o zařízení, které staví svou funkci na využití několika fyzikálních principů v kombinaci s pokročilými technologickými prvky. Valnou většinu faktorů ovlivňujících přesnost měření lze zahrnout pod tři hlavní funkční prvky tomografu, kterými jsou zdroj, detektor a systém polohování měřeného dílu.

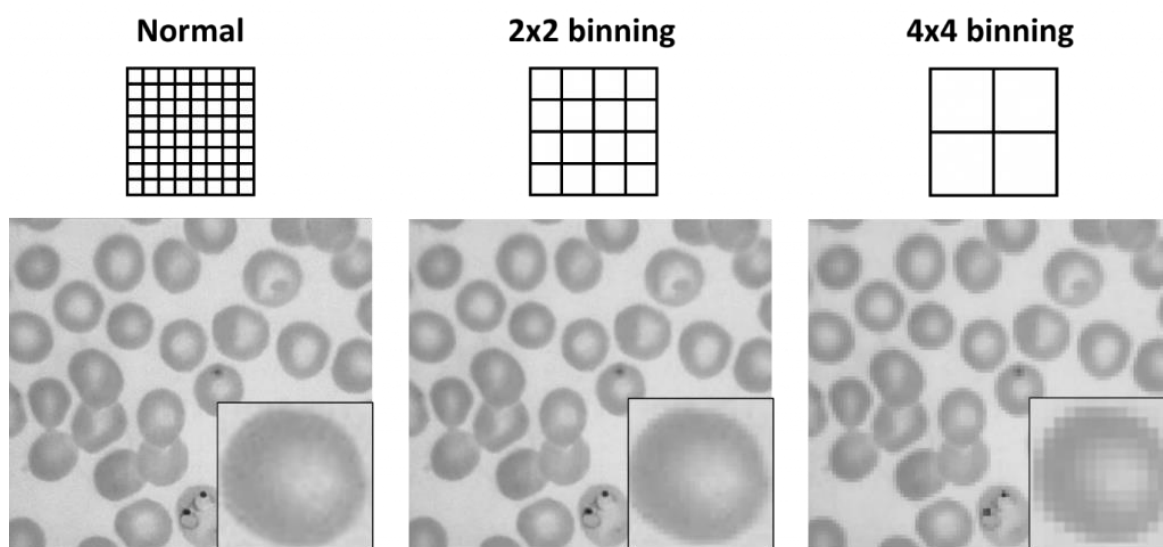
Ve spojitosti se **zdrojem** rentgenového záření lze ovlivnění výsledné přesnosti měření hledat za každým prvkem, které zdroj tvoří. Kvalitu zobrazení ovlivňují použité materiály filamentu i terče, stejně tak i jejich tvar, rozměr, drsnost povrchu anebo způsob, jakým je z těchto dílů odváděno teplo. Je-li uvažováno hledisko času, výsledky měření se pochopitelně mohou lišit v závislosti na míře opotřebení jednotlivých částí zdroje. (7) (17) (18)

V případě nejčastěji využívaných panelových **detektorů** s mřížkou fotodiod je výsledná kvalita obrazu, mimo nejistoty spojené s konstrukčními materiály jednotlivých dílů, ovlivněna především počtem pixelů a efektivitou jednotlivých citlivých elementů při převodu vstupního signálu na výstupní. Čím menší je vzdálenost mezi sousedními pixely, tím více pixelů na jednotku plochy detektor má, což umožňuje dosahovat většího prostorového rozlišení. (7) (17)



Obrázek 42 - Vzdálenost mezi pixely na panelovém detektoru (19)

S menší velikostí pixelů na druhou stranu přichází pokles v poměru počtu fotonů připadajících na jeden pixel. Aby nebyla přesnost měření zatížena nedostatečnou kvalitou obrazu se zvýšenou mírou šumu způsobenou nízkým počtem fotonů dopadajících na jeden pixel, je potřeba úměrně zvyšovat integrační časy jednotlivých snímků, což výrazně prodlužuje časy měření a zvyšuje nároky na výpočetní výkon. Kompromis je možné nacházet v takzvaném „binningu obrazu“, což je proces slučování sousedících pixelů zaznamenávajících podobnou hodnotu koeficientu útlumu, za účelem snížení šumu v obraze a také objemu 3D dat. Jak naznačuje níže uvedený obrázek, slučování informací z několika sousedních pixelů může ve finále zhoršit dosahované rozlišení. (7) (17) (20)



Obrázek 43 - Binning obrazu (20)

Chyby měření spojené s vzájemným **polohováním** zdroje, měřeného dílu a detektoru vyplývají z nedodržení principů dokonalého geometrického zobrazování, které bylo popsáno v předchozí kapitole. Obecně lze říci, že výsledná kvalita obrazu bude poznamenána jakoukoli výchytkou ve směrech souřadnicových os stroje, stejně tak naklopením okolo nich. Jedním z typických zdrojů chyb měření je nedokonalé polohování měřeného dílu vůči středu ohniska (spotu), z něhož vychází kuželový svazek záření. Obtíže s polohováním nejsou spojeny ani tak s nedokonalostmi systému lineárních

pojezdů, ale spíše s nejistotou určení středu spotu. Účinnou kompenzací této chyby je provedení kalibrace zdroje. Nestabilita polohy středu ohniska může být rovněž spojena s tvarovou nedokonalostí žhaveného filamentu, stejně tak s posunem ohniska jako takového vlivem změny rozměrů terče z důvodu tepelné roztažnosti. V praxi jsou vlivy tepelné roztažnosti na přesnost měření kompenzovány jak volbou vhodných materiálů zatěžovaných dílů, tak i prováděním procesu inicializace zařízení před počátkem měření. Během inicializace se stroj stabilizuje do pracovních podmínek a provedou se některé korekce. Rovněž je potřeba brát v úvahu skutečnost, že jednotlivé součásti nejsou dokonale tuhé a při pohybu mohou se mohou deformovat vlivem působení setrvačných sil. (7) (17)

4.2.2 Měřený díl

Při vyloučení chyb měření plynoucích z nedostatečného prozáření měřeného dílu, nebo jeho nadměrného rozměru vzhledem k velikosti detektoru, je potřeba uvažovat dva hlavní faktory. Těmi jsou hmotnost měřeného dílu a drsnost jeho povrchu. U dílů malých hmotností je potřeba dbát na dostatečnou tuhost upnutí, aby nedocházelo k jejich pohybu či deformaci v průběhu skenování. Limitní hodnotou hmotnosti je v tomto případě při cílení na vysokou přesnost hodnota 5 kg. Nad tuto hodnotu jsou účinky deformace dílů tak velké, že v jejich důsledku vznikající chyba řádově převáží potenciální přesnost měření. Na druhou stranu, u dílů velkých hmotností je nutné pamatovat na to, zda hmotnost dílu nepřesahuje nosnost otočného stolu. Dále je se zvyšující se hmotností měřeného dílu spojena obtížnější pohybová odezva rotačního stolu. (21)

Dosahovaná přesnost měření je rovněž zatížena již zmíněnou drsností povrchu měřeného dílu. V porovnání s měřením na souřadnicovém měřicím zařízení je výsledek měření na výpočetním tomografu faktorem drsnosti povrchu ovlivněn výrazněji. Při dotykovém měření totiž dochází již při snímání dat k takzvané mechanické filtraci, kdy je drsnost povrchu měřeného dílu částečně potlačena tvarem kuličky snímacího dotyku. Jak naznačuje obrázek uvedený níže, míra potlačení vlivu drsnosti povrchu na výsledky měření je v případě dotykového měření závislá na velikosti poloměru kuličky snímacího dotyku. (7) (22)



Obrázek 44 - Mechanická filtrace povrchu s různými velikostmi poloměru dotyku (22)

V případě měření na CT však tato fáze mechanické filtrace není v procesu měření přítomna, a vliv drsnosti povrchu tak musí být kompenzován v rámci vyhodnocení získaných objemových dat. V souvislosti s touto problematikou byla provedena řada výzkumů, které potvrdily, že výsledná přesnost měření je přímo ovlivněna nejen parametrem maximální výšky výstupku R_p povrchu měřeného dílu, ale také mírou periodicity výstupků. (21)

4.2.3 Zpracování dat

Fáze zpracování dat je v kontextu celkové přesnosti procesu měření velmi důležitá. V rámci rekonstrukce obrazu i jeho následném vyhodnocení může vznikat celá řada chyb, které výsledky měření ovlivňují. Chyby vznikající v **rekonstrukční** části procesu vyhodnocení pocházejí jak z podstaty výpočetních algoritmů, tak z nedokonalostí ve funkci aplikovaných filtrů. Metody filtrace měřených dat pochopitelně výslednou kvalitu obrazu zvyšují, nicméně žádná z nich nefunguje dokonale pro všechny soubory dat a tím pádem, byť ne zásadně, rovněž ovlivňuje konečnou přesnost měření. (7) (17)

Druhá fáze procesu zpracování dat, a sice fáze **vyhodnocení**, přiřazuje na základě zvolených výpočetních postupů rekonstruovanému souboru dat hledané vlastnosti. Z této fáze vyhodnocení většinou vychází konečné výsledky ve formě hodnot rozměrových, objemových a dalších charakteristik. Způsob, jakým jsou jednotlivé postupy zpracování rekonstruovaného obrazu nastaveny může zásadně ovlivnit hodnoty zkoumané metriky. V závislosti na konkrétním softwaru, ve kterém jsou obrazová data hodnocena, se mění i výsledná chyba. Každý software totiž zaprvé využívá jiné výpočetní algoritmy a zadruhé nabízí různé možnosti nastavení jednotlivých analýz. Pestrost v nastavení analýz může představovat způsob, jak proces vyhodnocení co nejlépe optimalizovat vzhledem k hledaným výsledkům, ale na druhou stranu také zvyšuje riziko vzniku chyb lidského faktoru. Vzniku tohoto druhu chyb je možné předcházet důkladným zaškolením operátora zařízení a kladením důrazu na systematický přístup k vyhodnocení výsledků. Jakákoliv rozměrová kontrola dílu měřeného na CT je postavena na přiřazení povrchu souboru rekonstruovaných 3D dat. (7) (17)

4.2.4 Vliv operátora

Obecně je možné tvrdit, že operátor vnáší do procesu měření chybu v každé jeho části, do které je zapojen. Ačkoliv operátor neovlivňuje přímo samotné skenování měřeného dílu, ovlivňuje výslednou přesnost měření od způsobu upnutí a polohování měřeného dílu na rotačním stole, přes volbu procesních parametrů, až po následné vyhodnocení rekonstruovaných dat. Konkrétní zdroje chyb, které plynou z činnosti operátora, již byly popsány. Jednotlivé principy vzniku chyb a způsoby jejich nejistot proto budou souhrnně uvedeny v následující tabulce.

Tabulka 4 - Zdroje chyb měření vytvořené operátorem a způsoby jejich kompenzace (5) (7) (14) (15) (17)

| Fáze měřicího procesu | Zdroj chyby měření | Kompenzace |
|--------------------------------------|---------------------------------------|--|
| Upnutí měřeného dílu | Nedostatečná tuhost upnutí | Volba tužšího upnutí |
| | Nevhodný materiál upínacího přípravku | Volba materiálu s nízkou hustotou |
| | Špatná orientace dílu | Takové upnutí, aby byla prozařovaná tloušťka konstantní |
| Volba vhodných procesních parametrů | Příliš nízká/vysoká energie záření | Volba vhodné velikosti napětí a proudu v závislosti na materiálu a tloušťce měřeného dílu; volba vhodného filtru |
| | Příliš malé/velké zvětšení | Volba vhodné velikosti voxelu v závislosti na velikosti hledaného detailu |
| Vyhodnocení hledaných charakteristik | Nevhodné vyrovnání dílu | Volba vhodné strategie vzhledem ke kontrolovaným charakteristikám |
| | Nevhodná analýza | Použití vhodné analýzy vzhledem k jejímu algoritmu a hledané charakteristice |

4.2.5 Měřicí podmínky

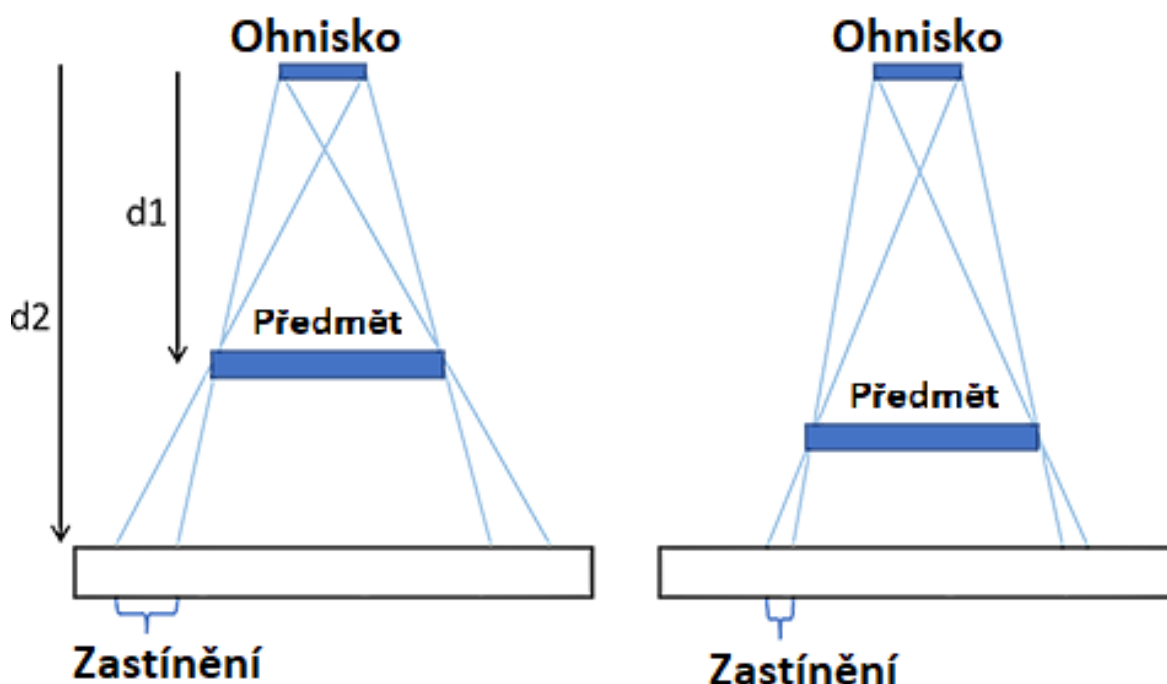
Podobně jako u ostatních měřicích zařízení, kde je vyžadována vysoká přesnost, je hlavním faktorem, který vnáší do měřicího procesu nejistotu, **teplota**. Problém nepředstavuje ani tak teplota jako taková, nýbrž její stabilita v čase. Ideální teplotní podmínky pro měření jsou takové, kdy je teplota na optimální úrovni vzhledem k funkci jednotlivých součástí, a během měření zůstává konstantní. Tomografy jsou v tomto ohledu specifické, neboť při svém chodu generují výrazné množství tepla, jehož účinky je nutné aktivně kompenzovat. Teplotní gradienty ovlivňují nejen vlastnosti jednotlivých součástí tomografu, ale rovněž i vlastnosti měřeného objektu. Nepatrná změna teploty výrazně ovlivňuje také funkci elektronických součástek. Chyby vznikající v důsledku vlivu teploty bývají nejčastěji kompenzovány volbou materiálů součástí s vhodnými vlastnostmi (nízká teplotní roztažnost, vysoká teplotní vodivost), integrovaným chlazením (větráky, vodou chlazený terč) a především udržením konstantních teplotních podmínek. To je docíleno umístěním CT zařízení do klimatizované laboratoře. Mimo teplotu je nutné minimalizovat vliv **chvění**, které může způsobovat pohyb jednotlivých funkčních prvků zařízení a zvyšovat tak celkovou chybu měření. (7) (17)

4.3 Artefakty zobrazení

Výsledky měření mohou být zásadně ovlivněny takzvanými artefakty zobrazení. Obecně by se dal artefakt zobrazení definovat jako jakýkoli rozpor mezi rekonstruovanou částí obrazu a skutečnou hodnotou koeficientu útlum ve sledovaném místě. Nejčastěji je však pod pojmem artefakt zobrazení myšlena vada ve obraze vznikající typicky v důsledku nějaké fyzikální či jiné nedokonalosti, která výrazně snižuje kvalitu obrazu a tím pádem i přesnost měření. Je-li snahou cílit na maximální přesnost měření, je potřeba vědět, kdy a proč mohou artefakty vznikat, aby bylo možné jejich vzniku zabránit, nebo alespoň jejich účinek zmírnit do přijatelné míry. V této podkapitole budou nejčastěji se vyskytující artefakty zobrazení popsány, konkrétně podmínky jejich vzniku a způsob, jak se s nimi lze vypořádat. (17) (11) (23)

4.3.1 Penumbra artefakt

Jedním z artefaktů, který bude vždy v určité míře v obraze zastoupen, je takzvaný „penumbra artefakt“, neboli artefakt zastínění. Vzhledem k tomu, že skutečná velikost ohniska (spotu), ze které kuželový svazek RTG záření vychází, není nekonečně malá, dochází ke geometrickému zkreslení obrazu. Princip vzniku artefaktu je popsán níže na obrázku. Velikost vznikajícího zastínění je ovlivněna dvěma faktory. Prvním z nich je samotná velikost ohniska, která je úměrná velikosti katodového proudu. Druhým z nich je vzdálenost předmětu od ohniska. Je-li měření prováděno s velkým zvětšením a vzdálenost předmětu od ohniska je malá (případ d_1 na obrázku), bude vznikající zastínění větší. Při měření s menším zvětšením zastíněná část obrazu menší. (24) (23) (25)

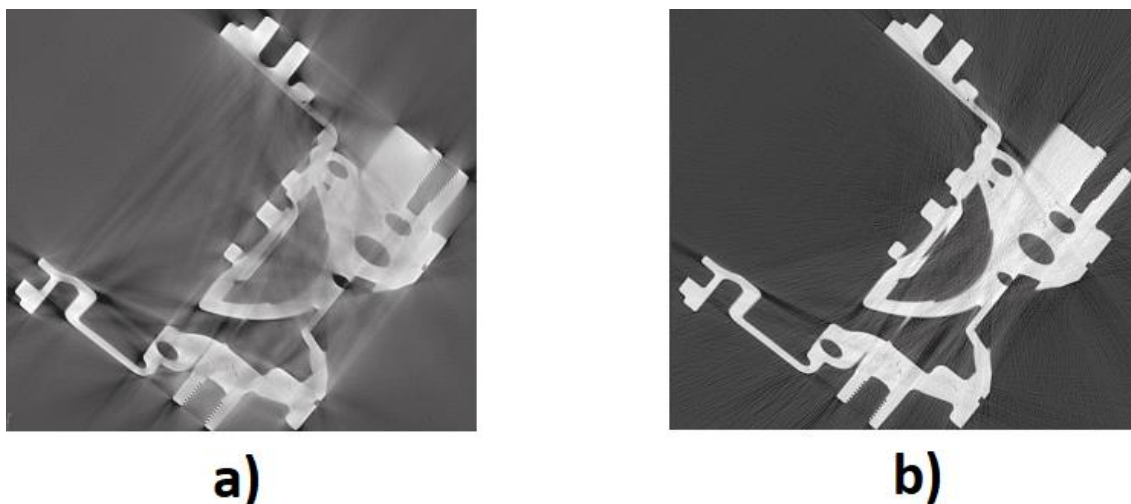


Obrázek 45 - Princip vzniku artefaktu zastínění (24)

Teoreticky by bylo možné účinek vznikajícího penumbra artefaktu minimalizovat nastavením velmi nízké hodnoty budicího proudu při nulovém zvětšení (resp. zvětšením 1). Nicméně takové měření by z praktického hlediska nedávalo smysl, neboť by měřený díl nešlo efektivně prozářit a dosahovaná míra rozlišení by byla pro zobrazení detailů ve struktuře měřeného dílu nedostatečná. Při reálném měření je zvykem přijmout kompromis mezi zmíněnými parametry nastavení a působením vznikajícího artefaktu. (7) (24) (25)

4.3.2 Artefakt utvrzování svazku

V kapitole věnující se zdroji RTG záření bylo popsáno, jakým způsobem dochází ke vzniku rentgenového záření. Rovněž bylo zmíněno, že vznikající RTG záření má statisticky rozdělené vlnové délky fotonů do určitého spektra. V ideálním případě by pro dokonalé zobrazování mělo mít záření jednotnou vlnovou délku z důvodu jednotného charakteru penetrace měřeného dílu. Při reálných podmínkách není možné jednotnou energii všech fotonů zajistit, což se projeví v nelinearitě absorpce jednotlivých paprsků záření v materiálu měřeného dílu. Jak ukazuje Obrázek 46, ve výsledném obraze se vyskytují oblasti s proměnlivými hodnotami stupně šedi. (17) (23)

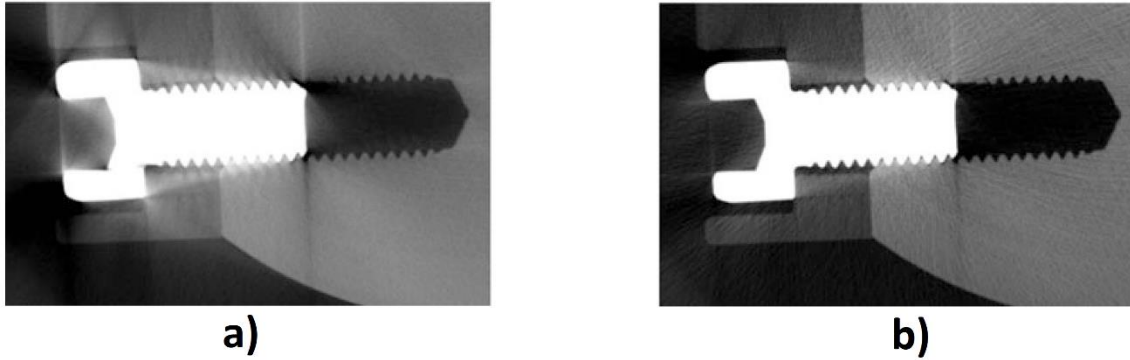


Obrázek 46 - Beam hardening artefakt
a) před korekcí BH artefaktu
b) po korekcí BH artefaktu (15)

Možnou kompenzaci představuje použití mechanického filtru, který zúží energetické spektrum záření potlačením složek nízké frekvence. V rámci softwaru stroje je rovněž možné aplikovat výpočetní korekci tohoto artefaktu. (15)

4.3.3 Artefakt rozptylu záření

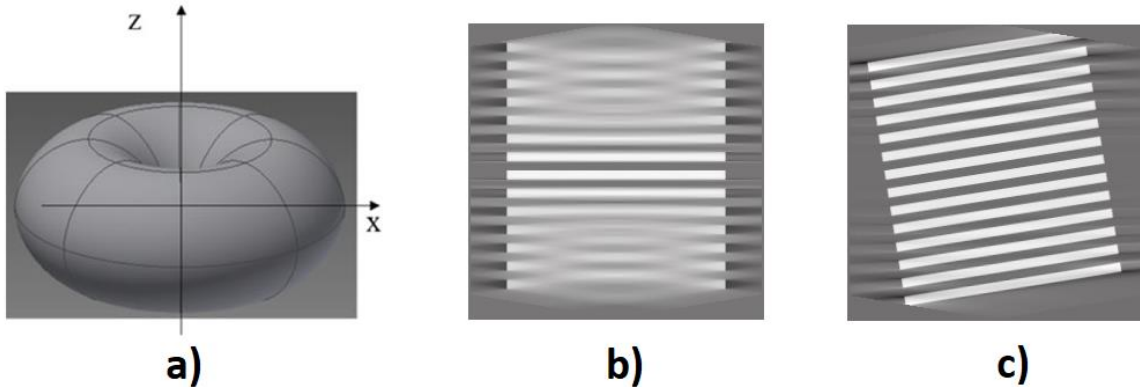
Na podobném fyzikálním principu jako v předchozím popsaném případě vznikají artefakty způsobené rozptylem záření. Ve své podstatě se ve výsledném obraze tento artefakt projevuje stejně, jako artefakt utvrzeného svazku – liší se pouze mechanismem vzniku. Jak již napovídá pojmenování tohoto artefaktu, k jeho vzniku dochází při rozptýlení a následnému odrazu svazku rentgenového záření. K rozptýlu záření může docházet buďto po interakci s měřeným dílem, nebo po interakci s okolním prostředím (myšleno ve vnitřní části zařízení). Při průchodu měřeným dílem dochází k částečnému pohlcení energie procházejícího svazku vlivem interakcí s atomy materiálu. Ztráta energie procházejícího svazku může být tak výrazná, že při dopadu na detektor zkresluje skutečnou informaci o koeficientu útlumu v konkrétním místě. Je-li svazek fotonů při interakci s měřeným dílem odchylen mimo vzorek, může nastat případ, kdy se část jeho energie ztratí při interakci s materiálem uvnitř stroje, a při následném dopadu takto modifikovaného svazku na detektor dojde opět ke vzniku chybného zobrazení. K rozptýlu záření často dochází v případě skenování sestav z různých materiálů výrazně odlišných hustot. V takovém případě jsou odrazy paprsků v rámci materiálu vzorku častým úkazem a kvalita obrazu je ve výsledku poznamenána. Nižší na obrázku je možné vidět, jak se artefakt rozptýleného záření projeví na rekonstruovaném obraze při měření multimateriálové sestavy. (7) (17) (23)



Obrázek 47 - Artefakt rozptýleného záření
 a) případ s výrazným artefaktem
 b) případ s nevýrazným artefaktem (7)

4.3.4 Artefakt kuželového svazku

Vznik artefaktu kuželového svazku – takzvaného „cone beam“ artefaktu je spojen s kinematikou skenování. Konkrétně je zapříčiněn rotačním pohybem otočného stolu. Ve skutečnosti není problém ukotven v rotačním pohybu měřeného objektu, nýbrž v matematickém pozadí výpočetního FDK algoritmu. Pro kruhové trajektorie totiž nejsou při rekonstrukci obrazu v oblasti kolem osy rotace stolu splněny postačující podmínky algoritmu. Obrázek níže simuluje Radonův prostor, kde jsou postačující podmínky splněny, a kde se nacházejí všechny body, které mohou být teoreticky změřeny a rekonstruovány bez závady. Lze si povšimnout, že zmíněný prostor má tvar anuloidu a data v blízkosti osy rotace (osy Z) chybí. (7) (15) (23)

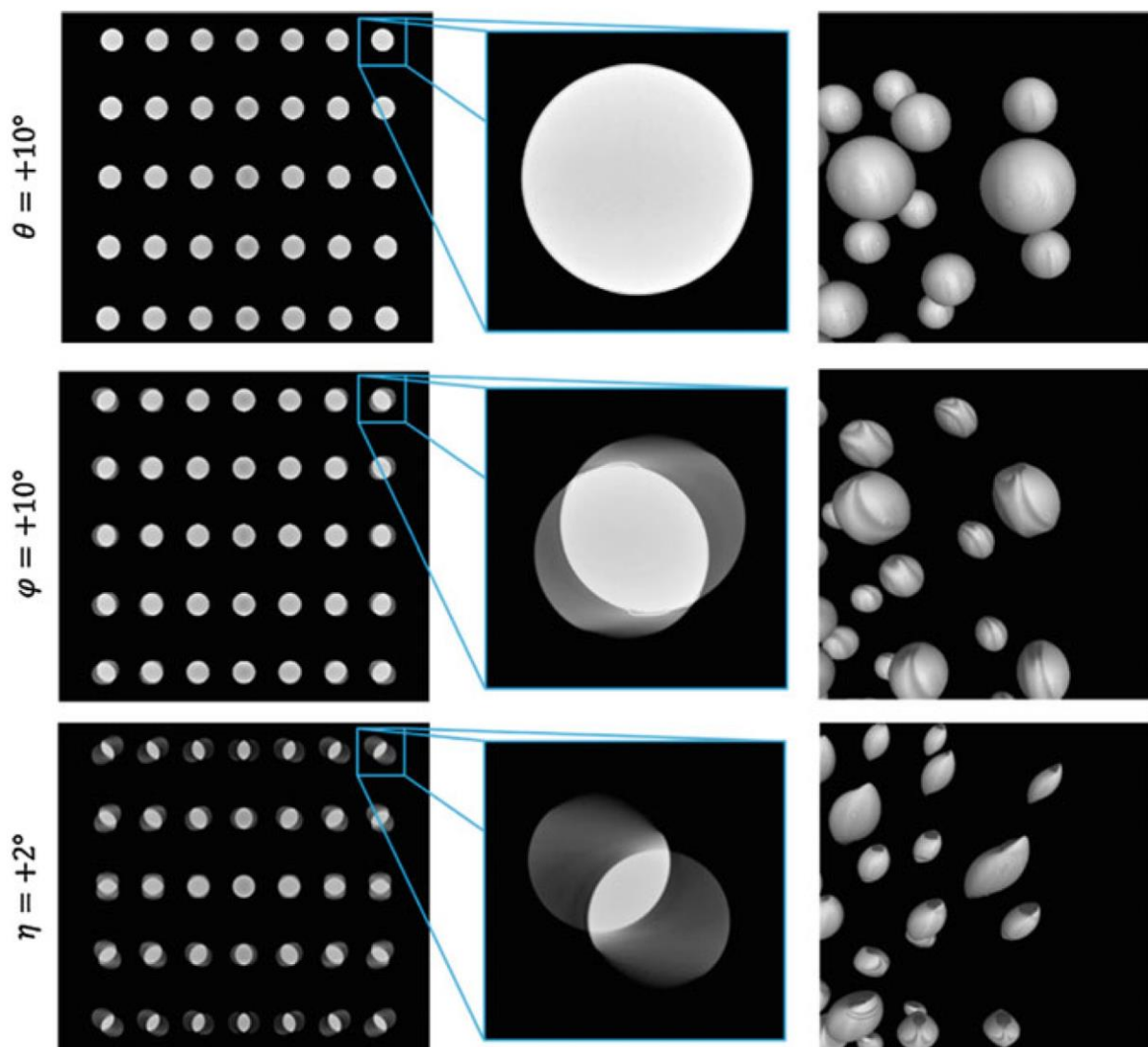


Obrázek 48: Cone beam artefakt
 a) vizualizace Radonova prostoru pro kruhovou trajektorii snímání
 b) projev cone beam artefaktu
 c) možná kompenzace cone beam artefaktu (7) (15)

V některých případech však vznikající artefakt není příliš výrazný a rekonstruovaný obraz může i tak dosahovat vysoké kvality. Případně lze vznik tohoto artefaktu kompenzovat vhodnou orientací měřeného dílu vzhledem k rotační ose stolu, aby nebyla zasažena oblast zájmu v rámci měřeného dílu. Artefakt je tím výraznější, čím větší je úhel kuželového svazku a čím větší je vzdálenost měřeného objektu od detektoru. Tento jev však není vlastní šroubovicové trajektorii, a proto je pohyb skenování po šroubovici často využíván, dochází-li ke vzniku výrazného cone beam artefaktu degradujícího kvalitu výsledného obrazu. (7)

4.3.5 Artefakt vznikající při špatném seřizení kinematických os stroje

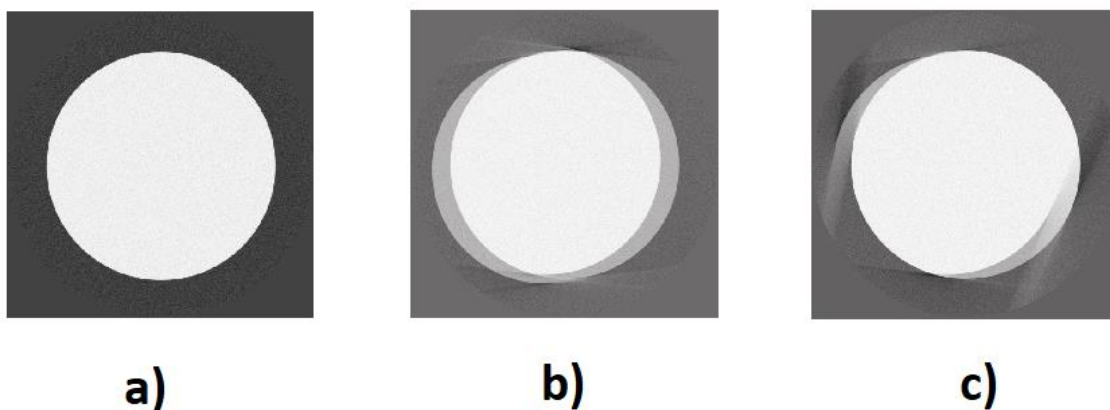
Špatné seřizení kinematiky polohování může vést k deformaci výsledného obrazu. Příklady deformace objektů kulového tvaru při pootočení okolo osy X (horní řádek obrázků), osy Y (dolní řádek obrázků) a osy Z (prostřední řádek obrázků). Levý sloupec obrázků vyobrazuje hodnoty stupňů šedi jednotlivých částí detektoru, prostřední sloupec obrázků ukazuje kritickou deformaci v krajních částech detektoru a na obrázcích v pravém sloupci je možné pozorovat výsledné zkreslení obrazu. (7)



Obrázek 49 - Artefakty zobrazení vzniklé pootočením okolo souřadnicových os (7)

4.3.6 Artefakt vznikající při pohybu měřeného dílu

Při nedostatečné tuhosti upnutí může dojít ke vzniku artefaktu zobrazení v důsledku posunutí či naklonění měřeného objektu vůči počáteční poloze. Pro takový artefakt je typické, že výsledný obraz vypadá jako by se dva obrazy překrývaly. V případech, kdy bylo vychylování dílu během měření pozvolné, jeví se obraz protažený ve směru posunu. Vzniku tohoto artefaktu lze zamezit volbou vhodného způsobu a vysoké tuhosti upnutí. Níže na obrázku lze vidět snímky jednotlivých scénářů, kdy dochází ke vzniku popisovaného artefaktu. (15) (17)



*Obrázek 50 - Artefakty zobrazení vznikající při pohybu dílu během měření
a) díl se při měření nepohnul
b) díl se v rámci měření náhle posunul
c) díl se při měření posouval postupně (15)*

5 Zkoušení přesnosti výpočetních tomografů

Hlavním kritériem využívaným k hodnocení výkonnosti výpočetních tomografů je jejich přesnost. Znalost její hodnoty je klíčová v rámci procesu pořizování těchto zařízení, při pravidelném testování v rámci periodických zkoušek, nebo v případě nutného servisování. Navzdory rozdílné motivaci jednotlivých procesů v rámci kterých je přesnost zařízení testována, je podstata zkoušení jedna – za definovaných podmínek je provedením standardizovaných měřicích úloh, které mohou, ale nemusí vyžadovat užití idealizovaných etalonů, otestována výkonnost zařízení. Přesnost zařízení je následně stanovena na základě velikosti odchylky naměřené hodnoty od kalibrované hodnoty. Průběh, rozsah a nutnost využití referenčních etalonů v rámci jednotlivých zkušebních úloh se může na základě charakteru zkoušky lišit. (7)

Charakter zkoušky má nejčastěji podobu přejímacích a verifikačních zkoušek, kvalifikačních zkoušek nebo periodických zkoušek. **Přejímací**, nebo také verifikační zkoušky, jsou prováděny nejčastěji při pořízení zařízení za účelem ověření, zda je zařízení schopné dosahovat přesnosti deklarované výrobcem. Na základě výsledku těchto zkoušek je rozhodnuto o převzetí stroje. **Kvalifikační** zkoušky jsou prováděny v případě, kdy je potřeba ověřit, zda zařízení podává očekávaný výkon. Taková situace nastává v případě testování nově vyrobeného stroje, nebo v případě, kdy stroj nedosahuje takové přesnosti, jaké by měl – například z důvodu poruchy. V návaznosti na výsledky těchto zkoušek je provedeno dodatečné seřízení a stanovení korekcí s cílem zajištění optimálního výkonu celého systému a jeho jednotlivých prvků. Typicky se zkoušky tohoto charakteru provádějí před a po servisním zásahu, kdy je nejprve třeba detekovat, v jaké části měřicího systému je chyba, a po provedeném zákroku rozhodnout, zda bylo dosaženo odstranění daného problému. Za účelem pravidelného sledování výkonu zařízení v rámci běžného provozu jsou prováděny takzvané **periodické** zkoušky. (7)

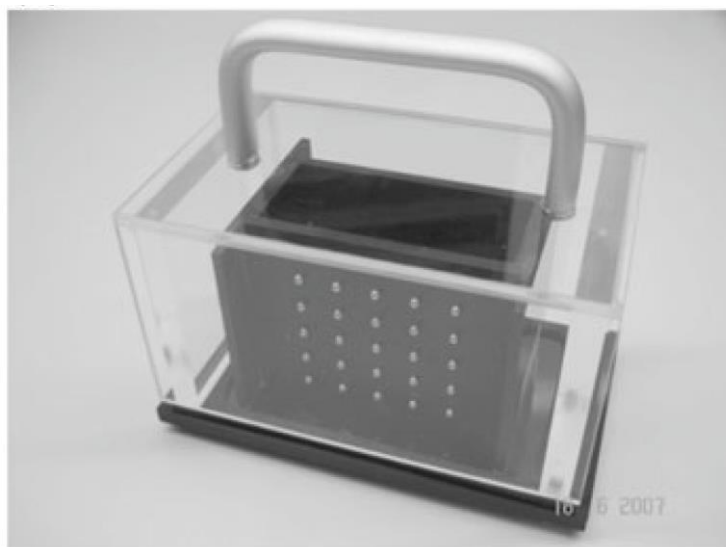
5.1 Standardně prováděné kvalifikační úlohy

Koncepce jednotlivých zkoušek, nehledě na konkrétní důvod jejich provedení, bývá zpravidla velmi podobná. Typicky je v rámci jedné zkoušky (resp. kontrolního úkolu – jak tento pojem definuje norma ČSN EN ISO 15708) testována konkrétní část zařízení. Výsledkem jednotlivých zkoušek je hodnota velikosti chyby, která je porovnávána s tolerančním polem. V níže uvedené tabulce je popsána série nejčastěji prováděných kvalifikačních zkoušek. (7) (26)

Tabulka 5: Parametry testované v rámci typicky prováděných kvalifikačních zkoušek (7)

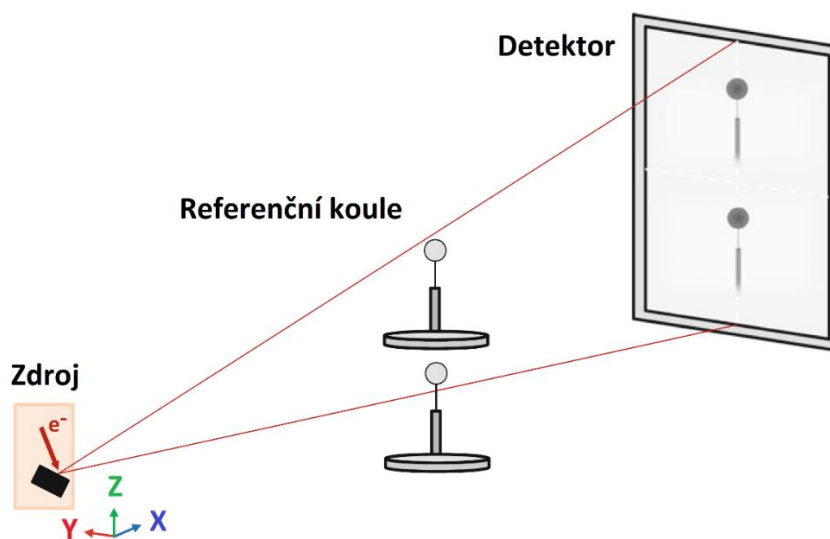
| Testovaný prvek | Testovaná charakteristika |
|---------------------------|--|
| Vodítka souřadnicových os | Přímost |
| | Vzájemná kolmost |
| | Poloha vzhledem ke zdroji |
| Detektor | Poloha a orientace vzhledem k souřadnicovému systému |
| | Funkčnost pixelů |
| Rotační stůl | Poloha a orientace osy vzhledem k souřadnicovému systému |
| Zdroj | Velikost a tvar ohniska |

V rámci testování seřízení **vodítek souřadnicových os** stroje je prováděno několik jednoduchých zkušebních úloh. Vzájemná orientace os jednotlivých os je kontrolována s využitím libely nebo číselníkového úchylkoměru. kolmých ke směru působení gravitace je testováno pomocí libely. Pozice souřadnicového systému je vzhledem k ostatním prvkům zařízení kontrolována s využitím laser interferometru a odrazného hranolu. Korekce polohy rotačního stolu v prostoru definující zvětšení v konkrétní výšce je testována pomocí referenčních etalonů délky. Pro prostorové hodnocení je nejčastěji využíván etalon složený z několika koulí umístěných v prostoru v definovaných vzdálenostech – vizte následující obrázek.



Obrázek 51 - Referenční etalon délky využívání při kvalifikaci CT (7)

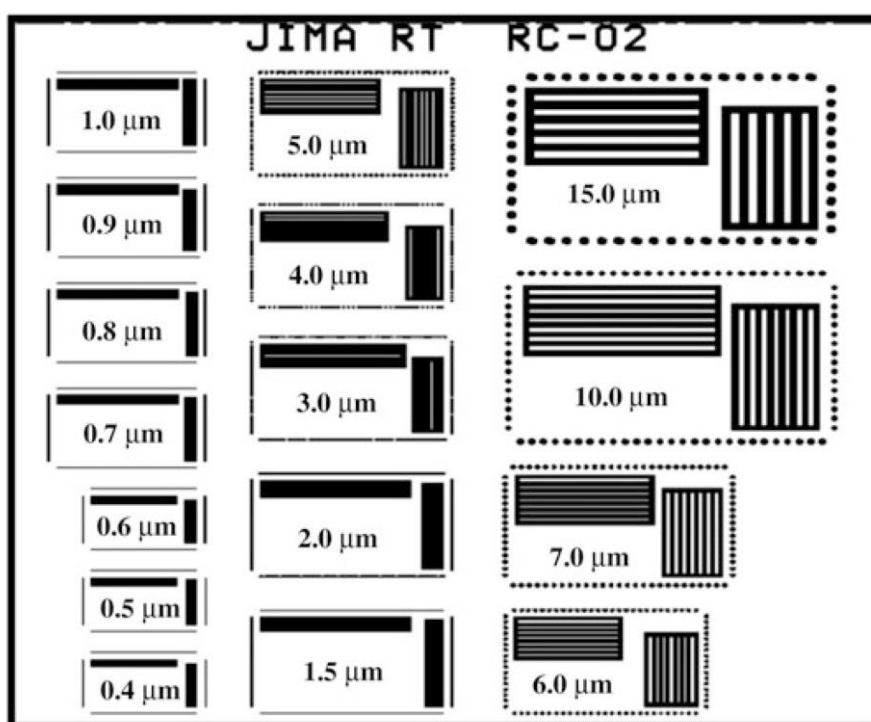
U **detektoru** je nutné kontrolovat polohu jeho středu vůči ose rotace stolu, stejně tak rovnoběžnost jeho plochy s osou Z stroje. Kvalifikaci polohy a orientace detektoru je nutné provádět v návaznosti na předchozí seřízení souřadnicových os. Samotná zkušební úloha poté spočívá ve snímání kulového dotyku při malém zvětšení v několika pozicích v ose Z stroje. V případě správného seřízení by měl být rozměr snímané koule ve všech polohách stejný. Stejná zkouška je poté prováděna ve směru osy Y. Princip zkoušky je naznačen níže na obrázku.



Obrázek 52 - Princip zkoušení polohy a orientace detektoru (7)

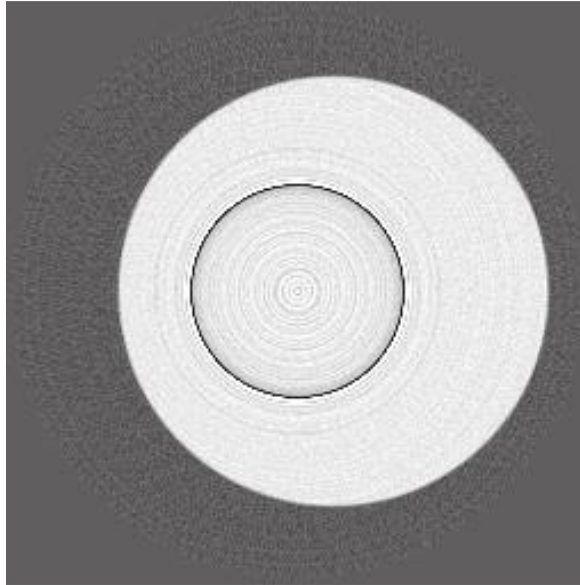
Kvalifikační zkoušky **rotačního stolu** se zaměřují zejména na kvalifikaci polohy a orientaci osy rotace vzhledem k souřadnicovému systému, resp. ostatním klíčovým prvkům stroje. Přesnost polohování stolu je již zajištěna v rámci kvalifikačních zkoušek vodítek pohyblivých os, proto stačí testovat naklonění stolku kolem os X a Y. Úchylka naklonění je stanovována na základě vzniklého obrazu při proměřování tenkého objektu, nejčastěji měděného drátu. Vyhodnocována je úchylka měřené délky drátu od kalibrované délky ze snímků získaných při jednotlivých úhlových natočeních. (7)

Pro dosažení maximální přesnosti měření je nutná znalost velikosti ohniska zdroje. Velikost ohniska je nejčastěji kvalifikována s využitím referenční šablony, nejčastěji takzvané JIMA šablony (Obrázek 53). Princip zkoušky spočívá ve vložení této šablony před zdroj RTG záření při maximálním zvětšení a pořízení série snímků. Na základě hodnocení zkraslení vzniklého obrazu v porovnání s referenční maskou je možné určit chybu velikosti a tvaru spotu. (7)



Obrázek 53 - Masky pro kvalifikaci velikosti a tvaru spotu (7)

Poslední zmíněnou kvalifikační zkouškou je zkouška **detektoru**. Cílem kvalifikace detektoru je odhalení vadných pixelů. Pixel detektoru je považován za vadný, není-li schopen správně rozlišovat různou intenzitu osvitů RTG záření, nebo nereaguje-li na osvit záření vůbec. V případě, kdy pixel nereaguje na intenzitu osvitů záření správně, vznikají ve výsledném obraze nehomogenity a zvyšuje se přítomná míra šumu. V případě úplného selhání pixelu je v rekonstruovaném obraze možné pozorovat takzvané prstencové artefakty (Obrázek 54). Proces kvalifikace spočívá v akvizici prázdného obrazu a nalezení oblastí indikujících přítomnost vadných pixelů. Jsou-li některé pixely z mřížky detektoru zcela nefunkční, nahrazuje se jim příslušná hodnota signálu softwarově jako průměr z hodnot příslušejících okolním pixelům. Testování schopnosti jednotlivých pixelů reagovat na různé úrovně intenzity osvitů je prováděno akvizicí dvou referenčních obrazů osvitěním detektoru záření o velmi nízké a maximální intenzitě. Výstupní hodnoty signálu by měly proporcčně odrážet rozdíl mezi hodnotami intenzit provedených ozáření. Reaguje-li nějaký pixel nedokonale, je pro něj softwarově stanoven korekční faktor. (7)



Obrázek 54 - Prstencový artefakt způsobený nefunkčností pixelu detektoru (15)

5.2 Standardizace přijímacích a ověřovacích zkoušek

Přijímací zkoušky v porovnání s výše popsanými kvalifikačními zkouškami se provádí primárně za jiným účelem. Zatímco kvalifikační zkoušky slouží k ověření přesnosti, resp. chyby fungování jednotlivých funkčních prvků tomografu, za účelem jejich následné korekce, v rámci přijímacích a ověřovacích zkoušek je primárním cílem ověření maximálního výkonu zařízení, který je reprezentován hodnotou přesnosti. Stanovená hodnota přesnosti je poté srovnávána s hodnotou přesnosti, kterou definuje výrobce a často figuruje jako jeden z hlavních podkladů při nákupu či reklamaci zařízení. Dalším rozdílem od kvalifikačních zkoušek je způsob provádění přijímacích a ověřovacích zkoušek, kdy je cílem jednotlivých testovacích úloh co nejvíce přiblížit podmínky měření skutečné praxi. Podmínky zkoušek (rozsah nastavení procesních parametrů, vlastnosti měřeného vzorku, počet provedených měření) zpravidla definuje sám výrobce za účelem dosažení rozumné úrovně objektivity. (7)

V rámci metodiky ISO jsou při vykonávání přijímacích a ověřovacích zkoušek souřadnicových měřicích systémů prováděny v zásadě dva druhy testovacích úloh, a sice:

1. **Lokální P-test** – jehož cílem je zhodnotit přesnost měření zařízení v malé testované oblasti, a
2. **Globální E-test** – který cílí na hodnocení přesnosti dosahovaná v rámci celého měřicího rozsahu daného systému.

Na základě výsledků těchto testů je následně stanovena hodnota maximální přípustné chyby MPE (Maximum Permissible Error), která nesmí být u správně fungujícího zařízení překročena. K této hodnotě definující přesnost je nutné přidat ještě nejistotu procesu jejího stanovení, které vychází z nejistoty vnesenou vlivem operátora a nejistoty jednotlivých použitých etalonů. Důkladný popis stanovení celkové nejistoty uvádí norma ISO 23156:2006. (7) (27)

K dnešnímu dni není metodika přijímacích a ověřovacích zkoušek pro oblast měření s využitím výpočetní tomografie pevně zakotvena v mezinárodní normě. V určité formě popisují zkušební metody normy národní, nicméně ty se mezi sebou liší a jsou využívány primárně v příslušných zemích. Dá se říci, že nejdále je v této oblasti Německo, kde jsou přijímací a ověřovací zkoušky popsány normou VDI/VDE 2630-1.3. Od roku 2010 je v této oblasti vyvíjena systematická snaha pracovní skupinou č.10

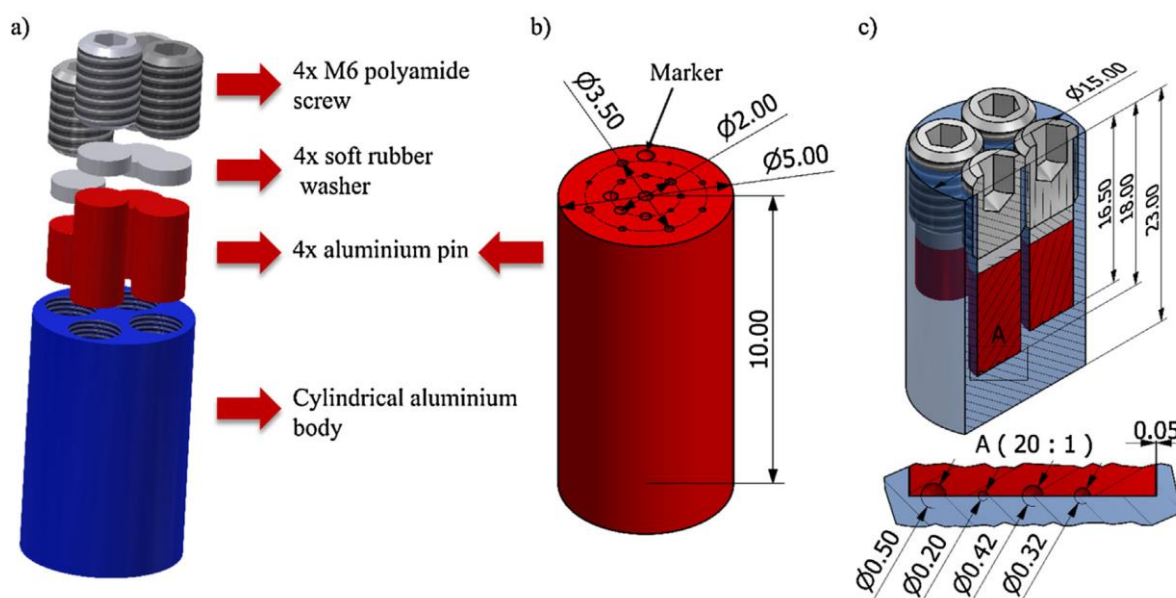
technické komise ISO TC 213, která nicméně do dnešního dne nebyla zužitkována za oficiálního vydání normy řady 11 ze skupiny norem ISO 10360, které metodiku přijímacích a ověřovacích zkoušek souřadnicových měřicích systémů (CMS) zaštiťují. Návrh normy se dostala až do fáze schvalování zástupci jednotlivých členských států, nicméně posledním hlasováním neprošel a celé zadání bylo přepracováno. Tato skutečnost pouze potvrzuje fakt, že je měření s využitím výpočetní tomografie velmi komplikovanou technologií, která pro svůj popis vyžaduje zvláštní přístup. Především výpočetní fáze procesu měření přináší do vývoje metodiky přijímacích a ověřovacích zkoušek řadu problémů, které mezi ostatními doposud využívanými měřicími systémy v oblasti přesného měření nemají obdoby. (7)

V závěru by bylo vhodné připomenout, že se v rámci vývoje metodiky zkoušení přesnosti výpočetních tomografů klade důraz primárně na přesnost měření rozměrů. Je však otázkou, zda by hodnota MPE platná pro hodnocení přesnosti při rozměrové kontrole, měla vypovídající charakter i v případě jiných aplikací technologie výpočetní tomografie. V dnešní době totiž probíhá výzkum v oblasti měření porozity na CT, z jehož závěrů plyne, že je na různé aplikace, které technologie výpočetní tomografie nabízí, nutno pohlížet jako na samostatné disciplíny. Blíže bude výzkum v oblasti měření porozity popsán v následující kapitole.

6 Měření porozity na výpočetním tomografu

Metod využívaných pro kontrolu porozity ve strojních součástích existuje ke dnešnímu dni celá řada. Možnost detekovat přítomnost vnitřních defektů v materiálu byla historicky vyžadována z několika důvodů. Mezi nejdůležitější patří zejména kontrola homogenity materiálů ve vztahu k jejich mechanickým vlastnostem – kontrola odlitků, svařenců, vstřikovaných součástí, kompozitů nebo součástí vyrobených aditivními technologiemi. Za účelem rozhodnutí o přítomnosti či nepřítomnosti vnitřních defektů byly standardně využívány metody ultrazukové, kapilární či metody využívající vířivé proudy. Nicméně ani jedna z těchto metody neumožnila stanovit umístění, orientaci, velikost a tvar s vysokou přesností. Jako technologie s obrovským potenciálem uplatnění v této oblasti se jeví měření s využitím výpočetní tomografie. Vzhledem ke sofistikovanosti tohoto zařízení je však proces měření nutno konkrétní aplikaci značně přizpůsobit, je-li snahou dosahovat vysoké přesnosti měření. V této kapitole budou stručně představeny zásadní poznatky týkající se problematiky přesného měření porozity na výpočetním tomografu získané v rámci celosvětového výzkumu.

Nejdále se v rámci výzkumu metrologických aplikací CT dostali Carmignato a Heřmánek. Obzvláště hodnotné výsledky ukázali v práci věnované hodnocení přesnosti měření porozity s využitím kalibrovaného objektu – **Carmignato, Hermanek: Porosity measurements by X-ray computed tomography: Accuracy evaluation using a calibrated object**. Jak napovídá název, přesnost měření porozity byla stanovována na základě hodnocení úchylek objemů jednotlivých uměle vytvořených defektů v referenčním objektu. Referenční objemy vady byly získány měřením pomocí přesnějších metod. V případě této studie bylo pro stanovení rozměrů vnitřních vad využito konturograf, pro stanovení skutečných objemů poté konfokální mikroskop a mikro-CT. Konstrukce referenčního etalonu je zobrazena níže na obrázku. Etalon měl simulovat přítomnost různě rozmístěných defektů proměnlivé velikosti. Jako materiál vzorku byla zvolena hliníková slitina. (28) (29)



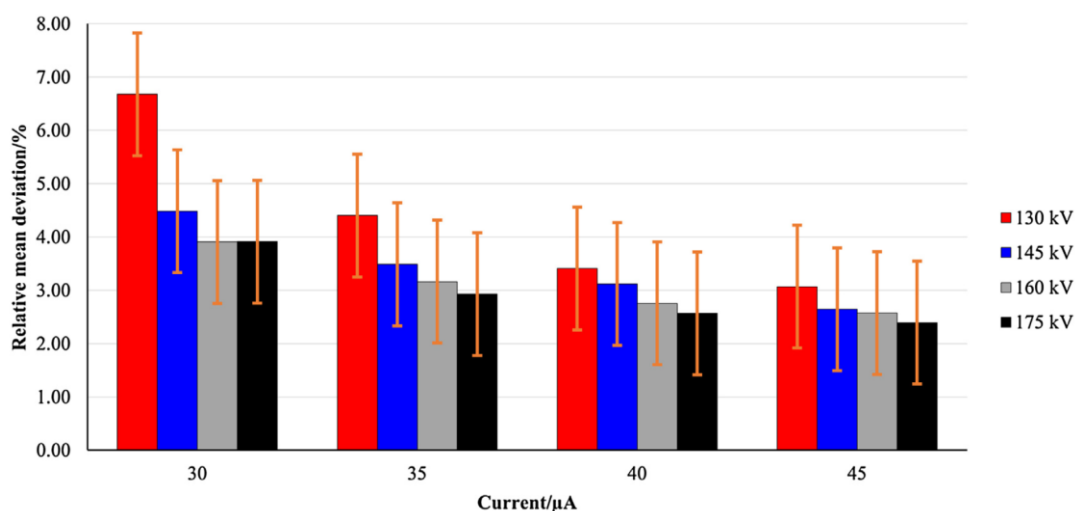
Obrázek 55 - Referenční objekt se simulovanými vnitřními vadami
a) sestava referenčního objektu
b) hliníková vložka s vytvořenými simulovanými defekty
c) řez jednou ze čtyř hliníkových vložek (28)

Přesnost měření byla testována při použití různých procesních parametrů definujících energii RTG záření. Kombinace použitých parametrů použité v rámci experimentu jsou uvedeny níže v tabulce. Volbou hliníkové slitiny jako materiálu vzorku a výběrem poměrně nízké celkové tloušťky vzorku ($\varnothing 15\text{ mm}$) bylo možné etalon efektivně prozářit i s použitím nízkého katodového proudu. To umožnilo realizaci měření s velmi velkým zvětšením a minimálním snížením rozlišení díky malé velikosti ohniska zdroje. (28)

Tabulka 6 - Parametry nastavení CT použité v experimentu (28)

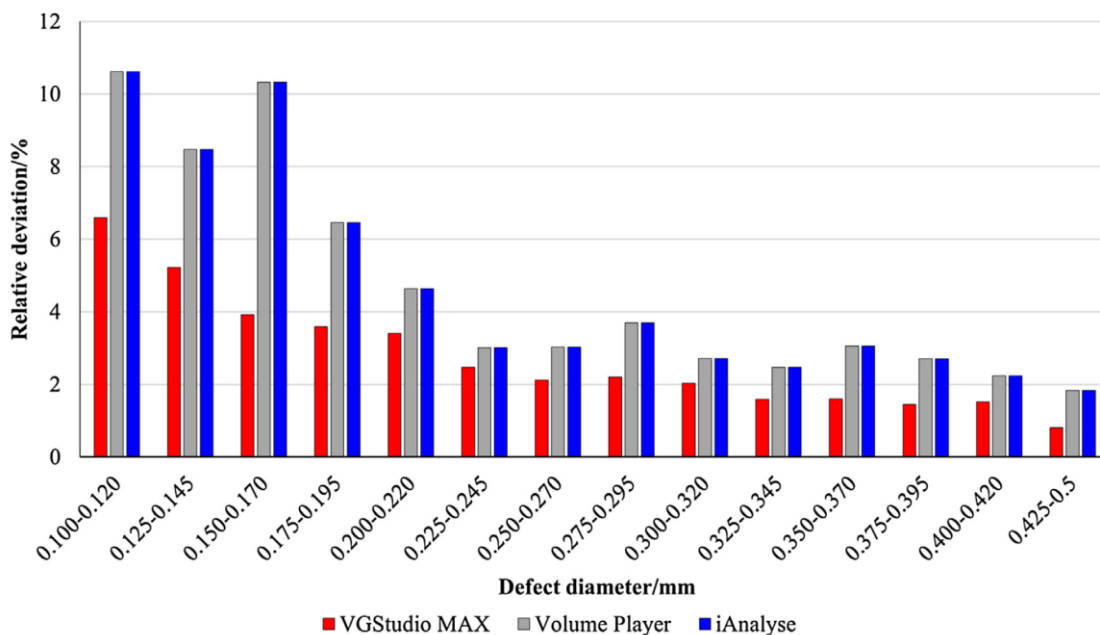
| Procesní parametr | Měření 1 | Měření 2 | Měření 3 | Měření 4 |
|-----------------------------------|----------|----------|----------|----------|
| Urychlovací napětí [kV] | 130 | 145 | 160 | 175 |
| Katodový proud [μA] | 30 | 35 | 40 | 45 |
| Velikost voxelu [μm] | 10,9 | | | |
| Integrační čas [ms] | 2829 | | | |
| Tloušťka Cu filtru [mm] | 0,25 | | | |
| Počet snímků [–] | 1800 | | | |

Softwarové vyhodnocení získaných 3D dat bylo prováděno v softwaru VGStudio Max. Pro vyhodnocení porozity byla použita analýza Onlythreshold společně s předchozí operací stanovení povrchu (surface determination) a potlačení šumu (noise reduction). Hodnota thresholdu v rámci nastavení dané analýzy byla volena automaticky pomocí funkce ISO max50. Výsledky práce ukázaly, že použití rozdílných procesních parametrů zařízení – v tomto případě urychlovacího napětí a proudu – měly vliv na výslednou přesnost měření porozity. Velikosti relativních úchylek od kalibrovaných hodnot pro konkrétní kombinace zvolených parametrů ukazuje Graf 5. Hodnocena nebyla pouze přesnost stanovení objemu jednotlivých defektů, ale také přesnost stanovení rozměrů a tvaru vad. Kvantifikována byla rovněž nejistota opakovatelnosti měření. (28)



Graf 5 - Dosahovaná přesnost měření při použití různých kombinací nastavení procesních parametrů (28)

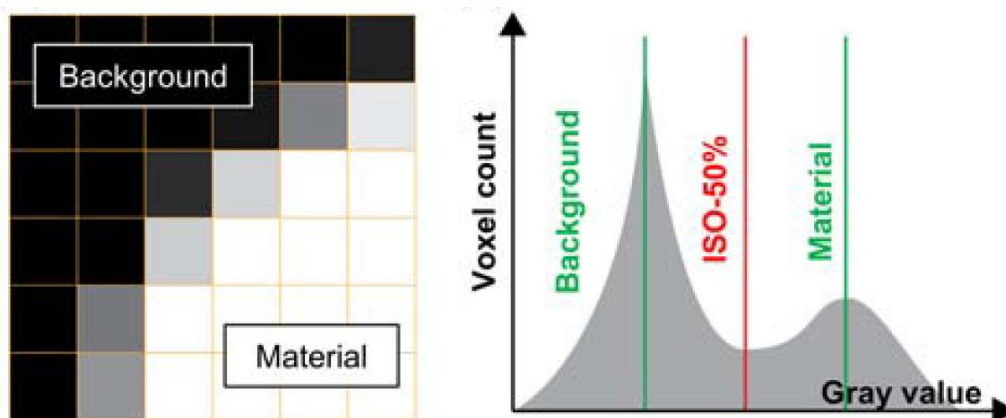
Vyhodnocení porozity bylo provedeno v různých softwarech, za účelem porovnání kvality výpočetních algoritmů. Jak je možné vidět v níže uvedeném grafu, relativní úchyly od kalibrovaných hodnoty byly různě velké v závislosti na použitém softwaru. Tyto výsledky naznačují, že výsledná přesnost souvisí nejen s použitým vyhodnocovacím softwarem, nýbrž i s metodikou vyhodnocení jako takovou. (28)



Graf 6 - Rozdíl v dosahované přesnosti měření při využití různých analytických softwarů (28)

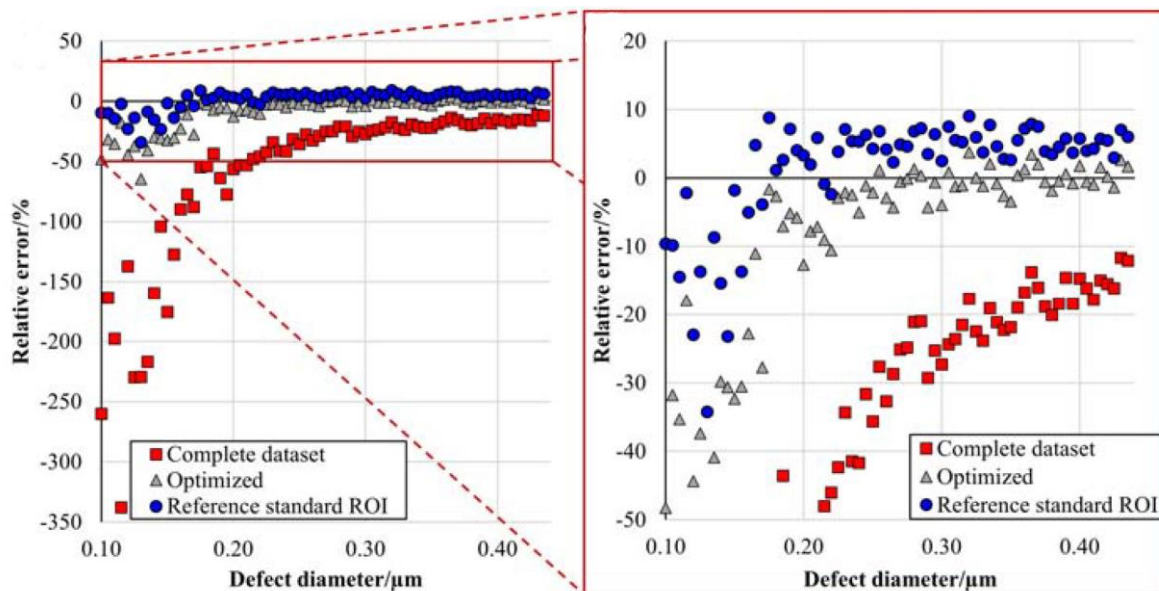
Ve snaze stanovení přesnosti při měření porozity na výpočetním tomografu jde ruku v ruce výzkum a kvantifikace nejistot jednotlivých částí měřicího procesu. Na rozdíl od tradičních souřadnicových měřicích systémů je výsledek měření u počítačových tomografů výrazně ovlivněn softwarovým zpracováním měřených dat. Problematice stanovení nejistoty procesu vyhodnocení se věnoval stejný výzkumný tým, který byl již zmíněn výše. V práci publikované v roce 2019 – **Carmignato, Hermanek, Zanini: Traceable Porosity Measurements in Industrial Components Using X-Ray Computed Tomography** – byl představen návrh metodiky volby optimální prahové hodnoty šedi potřebné pro správnou funkci analýz porozity, s cílem dosažení maximální přesnosti měření objemů vnitřních defektů a možnosti přenesení nejistoty výsledku měření porozity z referenčního etalonu na měřený díl. (30)

Studie vychází z metodiky používání kalibrovaných referenčních standardů (etalonů) za účelem stanovení nejistoty měření konkrétních měřených dílů definovanou normami ISO 15530-3 a VDI/VDE 2630-2.1. Jedna z podmínek, která je ve studii diskutována, je volba mezní hodnoty stupně šedi, na jejíž základě probíhají analýzy porozity. (30)



Obrázek 56 - Princip rozlišení materiálu a pozadí na základě rozdílné hodnoty stupně šedi (30)

Výsledky studie ukazují, jaký vliv hodnota definující hranici mezi materiálem a pozadím (threshold) má vzhledem k přesnosti měření porozity. Způsob rozlišení materiálu a pozadí je znázorněn na předchozím obrázku. Autoři studie argumentují tím, že hodnota stupně šedi v místech jednotlivých vad nemusí být stejné v rámci celého objemu, a proto není zcela správné volit hodnotu thresholdu jako střední hodnotu stupňů šedi z celého skenovaného objemu dat. Jinak velké a různě rozmístěné defekty v měřeném dílu mohou totiž být poznamenány různými vlivy (množství šumu, působení artefaktu utvrzování svazku a rozptylu záření) působícími na výslednou hodnotu stupně šedi. (30)



Graf 7 - Relativní úchyly hodnot objemů vnitřních defektů vzhledem ke kalibrovaným hodnotám při použití různé hodnoty thresholdu (30)

Iterativní proces volby optimalizované hodnoty thresholdu je v práci uveden, a jeho výsledky lze pozorovat na výše uvedeném grafu. Relativní úchylna od kalibrovaných hodnot se v závislosti na použité hodnotě thresholdu pro aplikované analýzy porozity liší. Nejhorších výsledků je dosahováno při volbě průměrné hodnoty thresholdu z celého objemu vzorku. Lepší výsledky přináší volba hodnoty thresholdu přejatá z referenčního etalonu. Nejlepších výsledků je dosaženo po následné optimalizaci provedené na základě iterativního postupu hledání vhodné hodnoty thresholdu. V závěru studie je popsán celkový proces přenosu nejistoty z kalibrovaného dílu na měřený díl, který je sestaven v souladu normami definovanými postupy. (30)

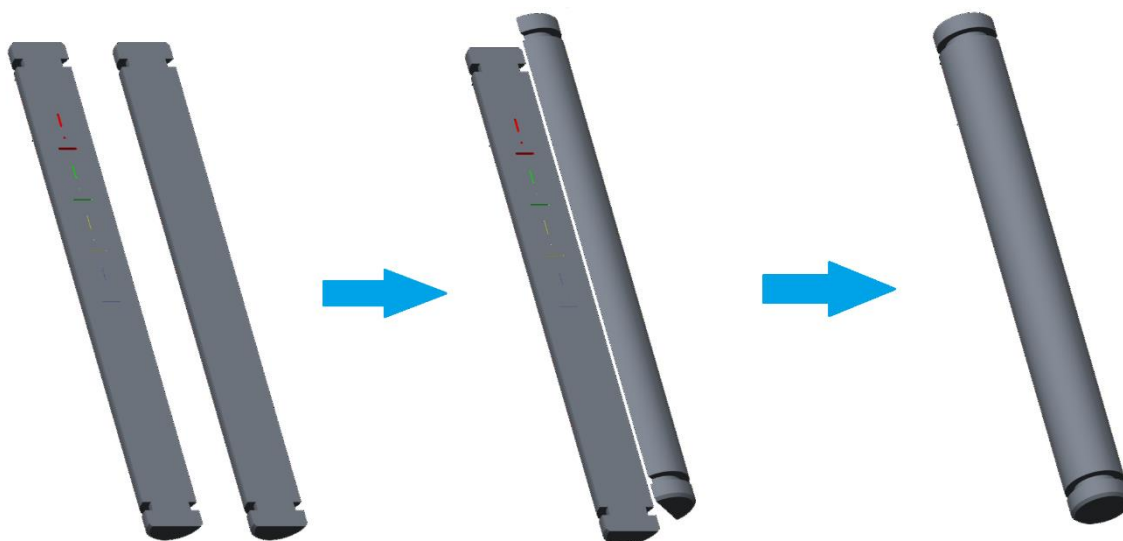
Navzdory poměrně malému počtu provedených studií věnujících se problematice měření porozity je zřejmé, že se jedná o problematiku komplikovanou, která vyžaduje speciální přístup. I přes snahu autorů výše uvedených studií o zasazení postupů měření porozity do rámce metodiky měření definované v normách je možné vidět, jak se proces měření porozity optimalizovaný vzhledem k dosahování maximální přesnosti měření odchylnuje nejen od postupů měření a prokazování metrologické návaznosti skrze popis nejistot pro ostatní souřadnicové měřicí systémy (CMS), ale i od postupů doporučených v rámci rozměrové kontroly na CT. Výše uvedenými skutečnostmi byl rovněž inspirován charakter experimentální části této práce, která si skrze popis vlivu jednotlivých procesních parametrů na přesnost měření porozity klade za jeden z vedlejších cílů ukázat, že k měření porozity na CT je potřeba přistupovat se zvláštní pozorností.

7 Zkušební etalon s referenčními vadami

Jak bývá v metrologické praxi zvykem, testování přesnosti měřících zařízení probíhá na idealizovaných objektech, které svými rozměry, tvarem a ostatními fyzikálními a chemickými vlastnostmi vychází vstříc dosažení potenciálně nejvyšší možné přesnosti měření. Pro účel této práce byl rovněž vytvořen referenční objekt, který však nebyl přizpůsoben pro dosažení maximální možné přesnosti měření výpočetního tomografu, nýbrž pro simulaci skutečných dílů měřených v praxi. Využitím referenčního objektu tohoto charakteru tak bylo cíleno na přiblížení procesu měření, a z něj vycházejících závěrů práce, reálným aplikacím. Ještě před bližším představením samotného etalonu bude v následujících kapitolách popsán princip experimentu, díky němuž byla získána data sloužící k popisu vazeb mezi jednotlivými procesními parametry a přesností měření porozity.

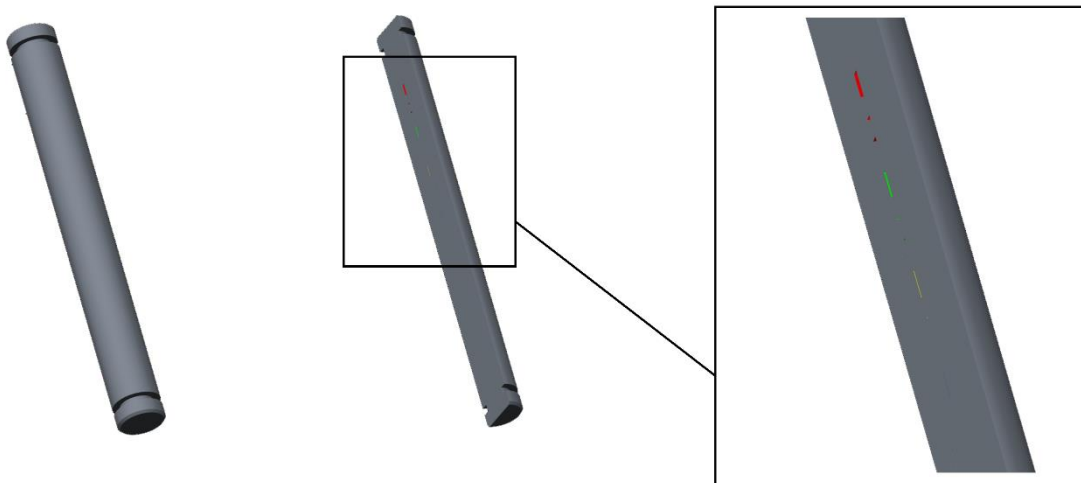
7.1 Popis experimentu a zkušební etalonu

Hlavní myšlenka experimentu je zcela jednoduchá – vliv jednotlivých procesních parametrů na přesnost měření porozity je testován opakovaným měřením zkušební etalonu. Zkušební etalon je přizpůsoben tak, že obsahuje několik referenčních různě orientovaných vad různých velikostí. Tyto vady jsou kalibrovány na konfokálním mikroskopu za účelem stanovení jejich objemů, které slouží jako referenční hodnoty. Přesnost měření je poté stanovována na základě úchylek naměřených objemů defektů na výpočetním tomografu od referenčních objemů vad ze zkušební etalonu. Etalon je rovněž přizpůsoben tak, aby bylo možné zvyšovat jeho tloušťku, a díky tomu sledovat, jakým způsobem se vliv jednotlivých procesních parametrů měření mění při měření silnějších součástí.



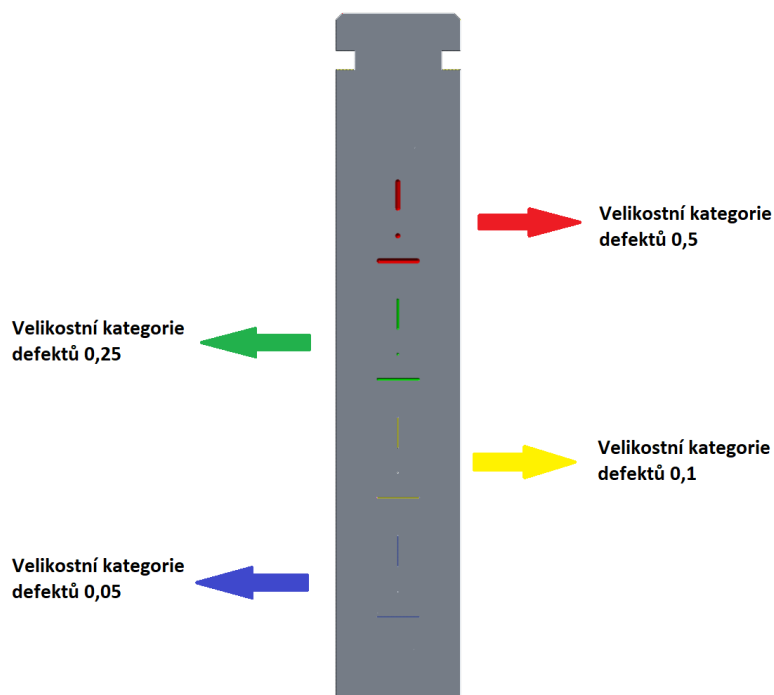
Obrázek 57 - Složení referenčního etalonu se simulovanými defekty

Jako materiál etalonu byla zvolena hliníková slitina EN AW-7075. Zaprvé z důvodu své nízké hustoty, která zajišťuje, že bude možné etalon snadno prozářit, zadruhé za účelem simulace měření skutečných dílů, neboť právě součásti z hliníkových slitin bývají často předmětem analýz porozity. Geometrie etalonu byla přizpůsobena ideálním podmínkám měření tak, aby byla prozařovaná tloušťka vzorku konstantní. Základní část etalonu byl tedy vyroben ve tvaru válce o průměru 10 mm. Tento válec byl následně rozdělen v ose na dvě poloviny. Do jedné z nich byly vygravírovány různě orientované důlky o různých velikostech. Pro jasnější představu je níže na obrázku zobrazen model etalonu. Toto rozdělení etalonu tak umožnilo vytvořené vady vygravírované do jedné poloviny přesně změřit a při následném složení etalonu dohromady tak jednotlivé důlky přeměnit na uzavřené kavity.



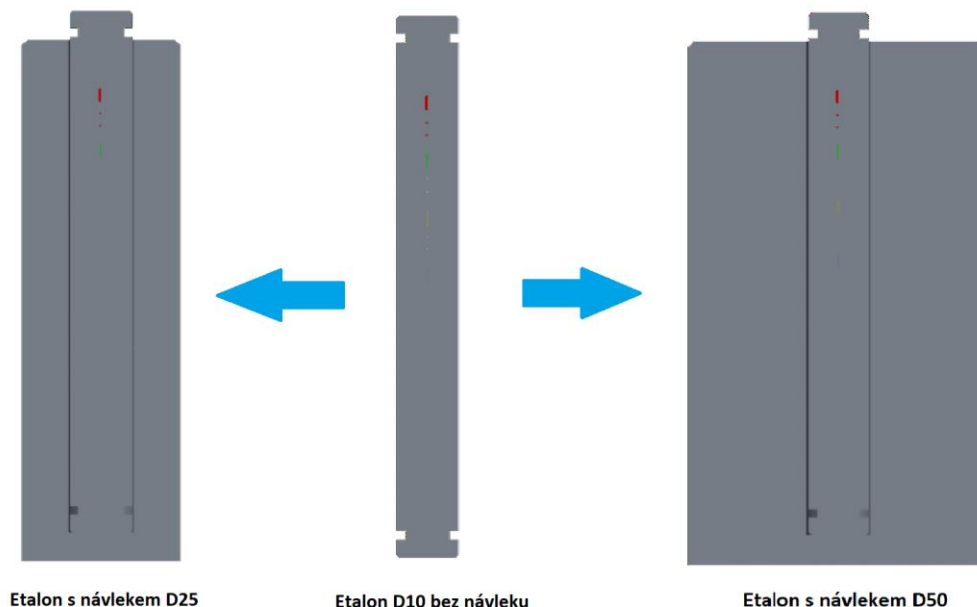
Obrázek 58 - Simulované kavity vzniklé spojením obou polovin zkušební etalonu

Uměle vytvořené defekty byly uspořádány do velikostních kategorií na základě hloubky gravírování (nikoliv na základě objemu). Jedna velikostní kategorie vad je tvořena třemi různě orientovanými vadami. První vada má podélný tvar, je umístěna v ose etalonu a je označena zkratkou V jako „vertikální“. Druhá vada má tvar jednoduchého důlku, je také umístěna v ose etalonu a značí se zkratkou B, neboť simuluje bodovou vadu. Poslední z trojice vad je takzvaná vada kolmá, které má podélný tvar stejný jako vertikální vada, ale je orientována kolmo na osu etalonu. Velikostní řady byly navrženy s hloubkami $h = \{0,5; 0,25; 0,1; 0,05\}$ mm. Na etalonu byly ve skutečnosti ještě další dvě menší rozměrové skupiny vad, nicméně s ohledem na jejich malou velikost a skutečnost, že při následném měření na výpočetním tomografu nebyly detekovány, nebyla ji dále v rámci experimentu věnována pozornost. Níže na obrázku jsou vady jednotlivých velikostních kategorií zobrazeny.



Obrázek 59 - Velikostní kategorie defektů v referenčním etalonu

Jak již bylo zmíněno v úvodu kapitoly, etalon byl vytvořen tak, aby se dala snadno navyšovat prozařovaná tloušťka, a bylo tak možné sledovat, jak se vliv parametrů na přesnost porozity mění u silnějších dílů. Tloušťka byla navyšována pomocí takzvaných návleků – jedná se o válce definovaného průměru, do kterého se etalon zasune. Testování parametrů bylo provedeno pro návleky průměrů 25 mm a 50 mm. Níže na obrázku lze vidět, jakým způsobem byly etalony do návleků vkládány.



Obrázek 60 - Zvyšování tloušťky etalonu pomocí návleků

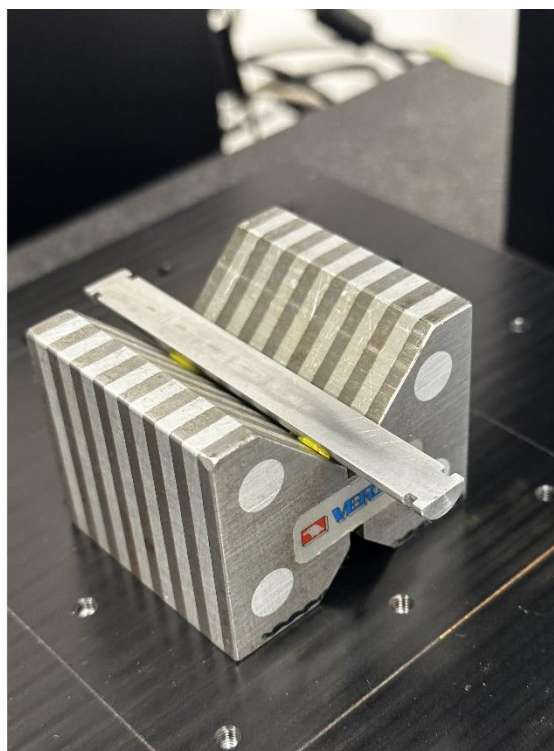
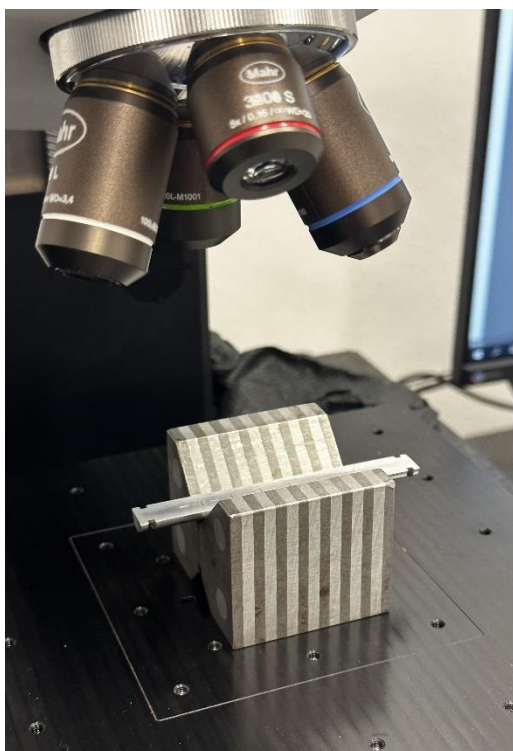
Zkušební etalon nebyl vytvořen v rámci této práce, nýbrž v rámci dlouhodobého výzkumu měření na výpočetním tomografu, který probíhá na Fakultě strojní ČVUT v Praze. Konkrétně byl etalon vytvořen v rámci diplomové práce Ing. Dominika Smutného z roku 2020. Všechny vlastnosti etalonu jsou zahrnuty v níže uvedené tabulce. (31)

Tabulka 7 - Přehledná tabulka všech vlastností zkušebního etalonu s referenčními vadami

| Vlastnost | Zkušební etalon s referenčními vadami | | |
|--|--|-------------|------------|
| Materiál | Hliníková slitina EN AW 7075 | | |
| Varianty průměrů | $\varnothing 10\text{ mm}$ $\varnothing 25\text{ mm}$ $\varnothing 50\text{ mm}$ | | |
| Označení, orientace a hloubka defektů velikostní kategorie 0,5 | 0,5 V | 0,5 B | 0,5 K |
| | Vertikální vada | Bodová vada | Kolmá vada |
| Hloubka 0,5 mm | | | |
| Označení, orientace a hloubka defektů velikostní kategorie 0,25 | 0,25 V | 0,25 B | 0,25 K |
| | Vertikální vada | Bodová vada | Kolmá vada |
| Hloubka 0,25 mm | | | |
| Označení, orientace a hloubka defektů velikostní kategorie 0,1 | 0,1 V | 0,1 B | 0,1 K |
| | Vertikální vada | Bodová vada | Kolmá vada |
| Hloubka 0,1 mm | | | |
| Označení, orientace a hloubka defektů velikostní kategorie 0,05 | 0,05 V | 0,05 B | 0,05 K |
| | Vertikální vada | Bodová vada | Kolmá vada |
| Hloubka 0,05 mm | | | |

7.2 Kalibrace zkušební etalonu

Předpokladem pro jakékoli hodnocení přesnosti je znalost referenční hodnoty, vůči které je přesnost měření určována. V této práci byly referenční velikosti vad ve zkušebním etalonu stanoveny měřením na konfokálním mikroskopu. Každá vada byla měřena dvakrát na konfokálním mikroskopu MarSurf CM Expert od firmy Mahr v laboratoři metrologie Fakulty strojní ČVUT v Praze. Zpracování měřených dat a následné vyhodnocení referenčních objemů jednotlivých defektů bylo provedeno v softwaru Mountains. Níže na obrázku je vidět způsob upnutí části zkušební etalonu do které byly vygravírovány simulované defekty.



Obrázek 61 - Upnutí etalonu při měření na konfokálním mikroskopu

Měření na konfokálním mikroskopu probíhalo standardním způsobem. S ohledem na velikost vady a celkový čas měření bylo měření provedeno s objektivem o dvaceti a padesátinásobném zvětšení. Každý defekt byl změřen dvakrát. Vyhodnocení v analytickém softwaru se skládalo z následujících kroků:

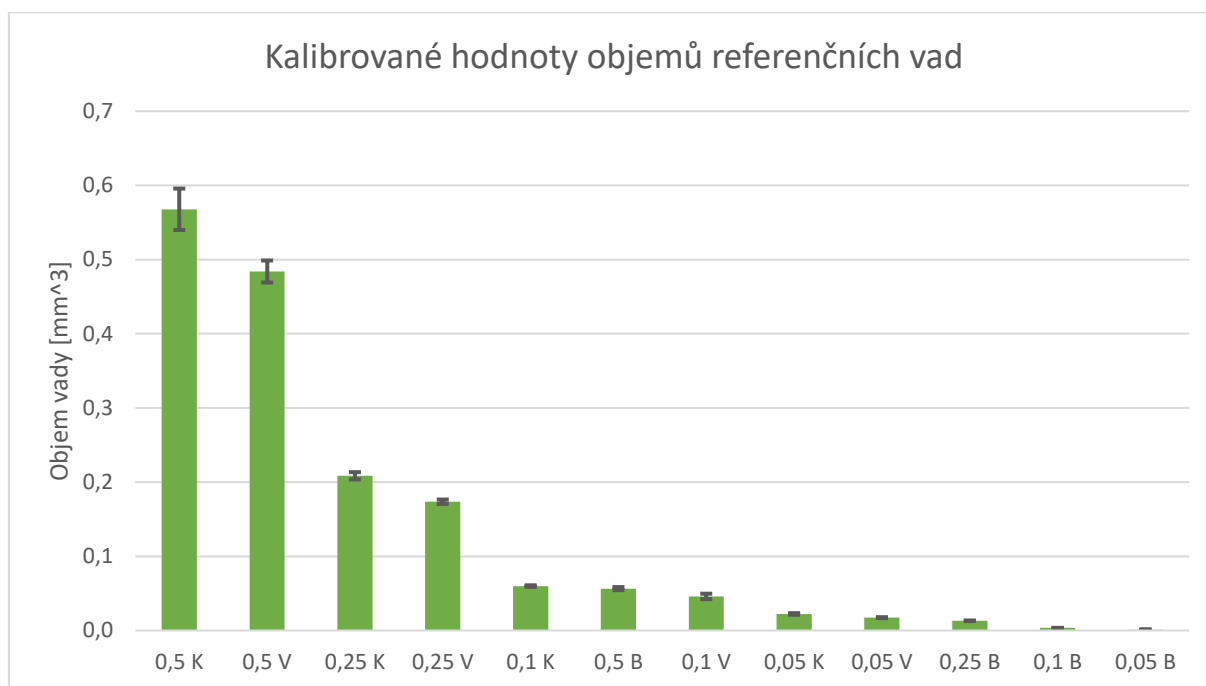
1. Vyrovnání měřených dat – nutná kompenzace nedokonalého naklopení etalonu při upnutí
2. Softwarové doplnění chybějících bodů – kompenzace chybějících bodů povrchu, které nebyly nasnímány z důvodu nevhodného odlesku od povrchu etalonu, nebo z důvodu přítomnosti drobných nečistot
3. Výpočet objemu prohlubně – analytická funkce umožňující určit objem prohlubně v označené oblasti dle zvoleného výpočetního algoritmu.

V posledním kroku softwarového vyhodnocení měření byly získány referenční hodnoty objemů jednotlivých defektů. Během vyhodnocení však bylo zjištěno, že výsledné hodnoty objemu se liší v závislosti na použitém výpočetním algoritmu. Jednalo se o algoritmy, které prováděly výpočet objemu na základě proložení vyhodnocované oblasti vertikálními liniemi, horizontálními liniemi, nebo metodou nejmenších čtverců. V tomto případě nebylo možné s jistotou říci, který z algoritmů je pro

stanovení objemu vady nejvhodnější, proto byl proveden výpočet objemu pomocí všech tří algoritmů a výsledná hodnota referenčního objemu byla stanovena jako aritmetický průměr těchto hodnot. Výběrová směrodatná odchylka všech provedených měření v tomto případě charakterizuje variabilitu procesu kalibrace. V níže uvedené tabulce jsou srovnány jednotlivé defekty dle velikosti objemu. Ukázkový protokol z měření na konfokálním mikroskopu je uveden v Příloze 1.

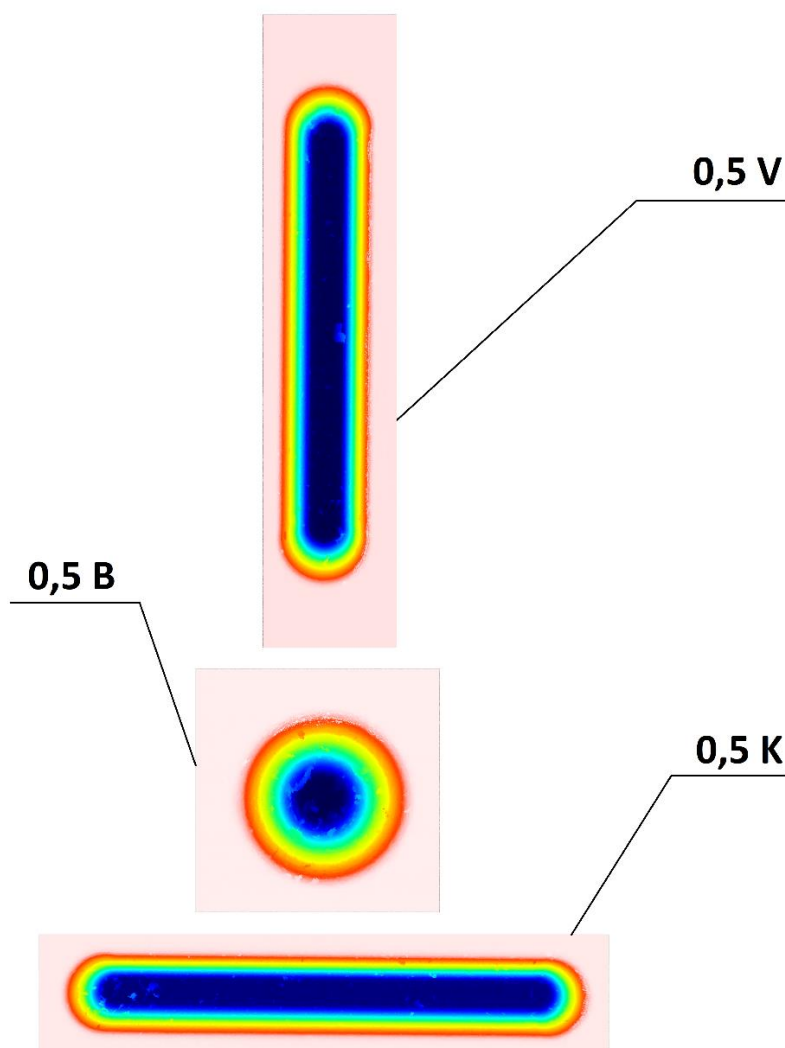
Tabulka 8 - Kalibrované hodnoty objemů referenčních vad seřazené sestupně dle velikosti

| Vada | Kalibrovaný objem [mm^3] | Nejistota kalibrace [mm^3] |
|--------|------------------------------|--------------------------------|
| 0,5 K | 0,56774 | 0,02794 |
| 0,5 V | 0,48387 | 0,01485 |
| 0,25 K | 0,20850 | 0,00491 |
| 0,25 V | 0,17354 | 0,00293 |
| 0,1 K | 0,05988 | 0,00100 |
| 0,5 B | 0,05640 | 0,00207 |
| 0,1 V | 0,04591 | 0,00367 |
| 0,05 K | 0,02228 | 0,00106 |
| 0,05 V | 0,01731 | 0,00058 |
| 0,25 B | 0,01304 | 0,00043 |
| 0,1 B | 0,00343 | 0,00011 |
| 0,05 B | 0,00113 | 0,00007 |

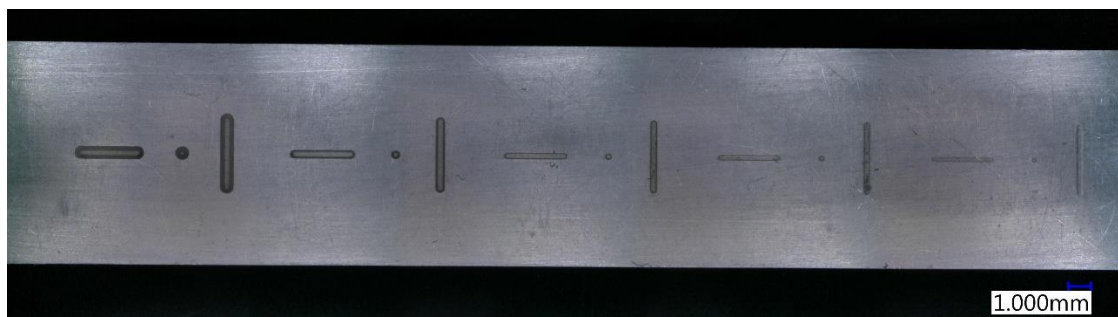


Graf 8 - Kalibrované hodnoty objemů referenčních vad seřazené sestupně dle velikosti

Na následujících obrázcích jsou zobrazeny snímky z měření jednotlivých defektů na konfokálním mikroskopu MarSurf CM Expert (Obrázek 62) a také celkový snímek všech vad pořízený na jiném zařízení, konkrétně na konfokálním mikroskopu výrobce Keyence VHX (Obrázek 63).



Obrázek 62 - Snímky defektů ve zkušebním etalonu pořízené na konfokálním mikroskopu od společnosti Mahr



Obrázek 63 - Snímek defektů ve zkušebním etalonu pořízený na konfokálním mikroskopu od společnosti Keyence

8 Vliv vybraných procesních parametrů na přesnost měření porozity

Tato kapitola se věnuje představení experimentální části práce. Nejprve bude nastíněna hlavní logika experimentu, následně budou blíže představeny a okomentovány jednotlivé kroky provedené za účelem naplnění cíle této práce, a sice zmapování vlivu procesních parametrů výpočetní tomografie na přesnost měření porozity.

V zásadě je experiment postaven na opakovaném měření idealizovaného dílu – etalonu – s cílem nalézt souvislosti mezi výslednou přesností měření porozity a jednotlivými procesními parametry. Hodnocení přesnosti je založeno na porovnání hodnot objemů vnitřních vad naměřených na CT s kalibrovanými hodnotami objemů, které byly naměřeny pomocí přesnějšího měřidla – konfokálního mikroskopu. Pod pojmem „procesní parametry“ jsou myšleny takové parametry, které lze v rámci měřicího procesu jednoduše a opakovatelně měnit. Jednoduše a opakovatelně volitelný parametr je takový parametr, který jehož hodnotu je možné snadno a zároveň systematicky modifikovat. Pro jednoduchou představu:

- Vhodný parametr – urychlovací napětí, žhavicí proud, čas integrace, zesílení detektoru, atp.
- Nevhodný parametr – konstrukční úpravy stroje, teplota zařízení, druh použitého detektoru, atp.

Měřicí proces nezahrnuje pouze samotné měření, ale i veškeré kroky, které vlastnímu měření předcházejí. Stejně tak zahrnuje kroky, které po vlastním měření následují. Experiment nebyl v tomto smyslu zcela omezen na samotné měření ze dvou hlavních důvodů. Zaprvé proto, že jsou kroky vykonávané před a po samotném měření zcela nezbytné pro dosažení kvalitních výsledků měření a výrazně je ovlivňují. Zadruhé proto, aby experiment co nejlépe odrážel skutečný proces měření na CT, a získané výsledky tak měly co možná největší praktický přínos. Níže uvedený diagram schematicky znázorňuje jednotlivé fáze experimentu, v rámci kterých byly vybrány procesní parametry hodné zkoumání.



Obrázek 64: Diagram zobrazující jednotlivé fáze měřicího procesu

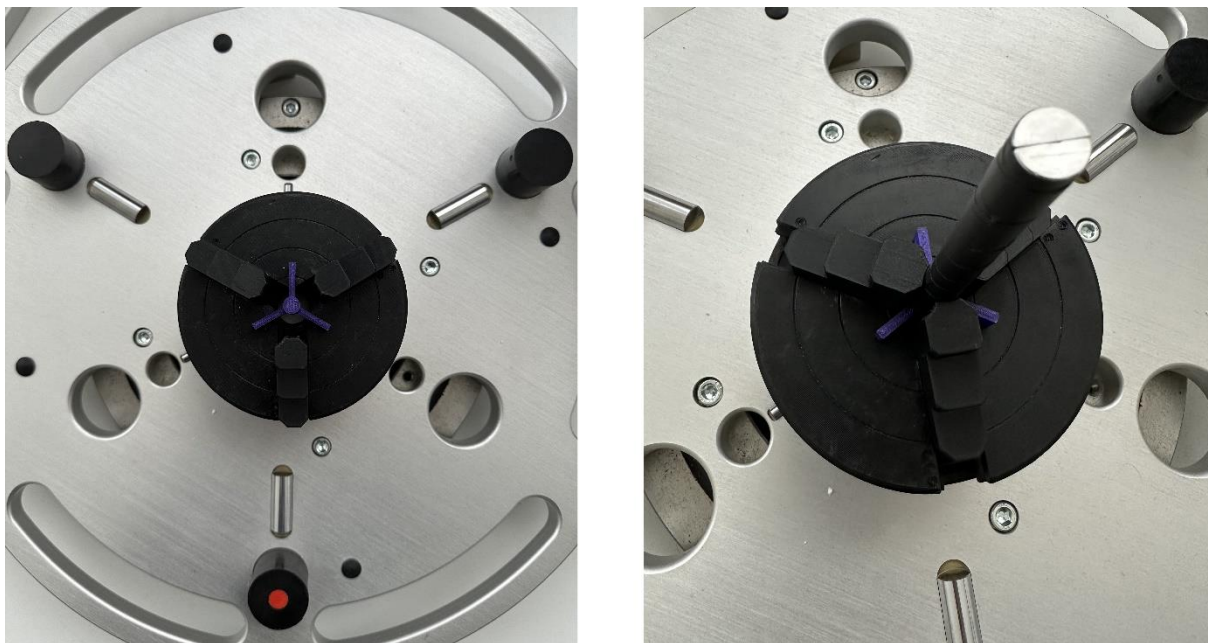
8.1 Volba zkoumaných procesních parametrů

Jako první bylo nutné zvolit procesní parametry hodné zkoumání. Již v úvodu kapitoly bylo zmíněno, že byl v rámci sestavení experimentu kladen důraz na zrcadlení skutečných podmínek měření. S tím vědomím byly voleny konkrétní parametry v rámci jednotlivých výše popsaných fází procesu měření.

Volba vhodných parametrů ke zkoumání, konkrétně jejich rozsahů a vzájemných kombinací, byla poměrně komplikovaným procesem. Jednotlivé zkoumané parametry na sobě jsou totiž více, či méně, vzájemně závislé. Vliv jednotlivých parametrů na výslednou přesnost měření porozity tak nebylo možné zcela osamostatnit. Nicméně, logika celého experimentu byla postavena tak, aby bylo možné do maximální míry pozorovat ovlivnění sledované metriky konkrétním parametrem. V následujících kapitolách bude blíže argumentována volba zkoumaných procesních parametrů, postup volby jejich kombinací a testovaných rozsahů.

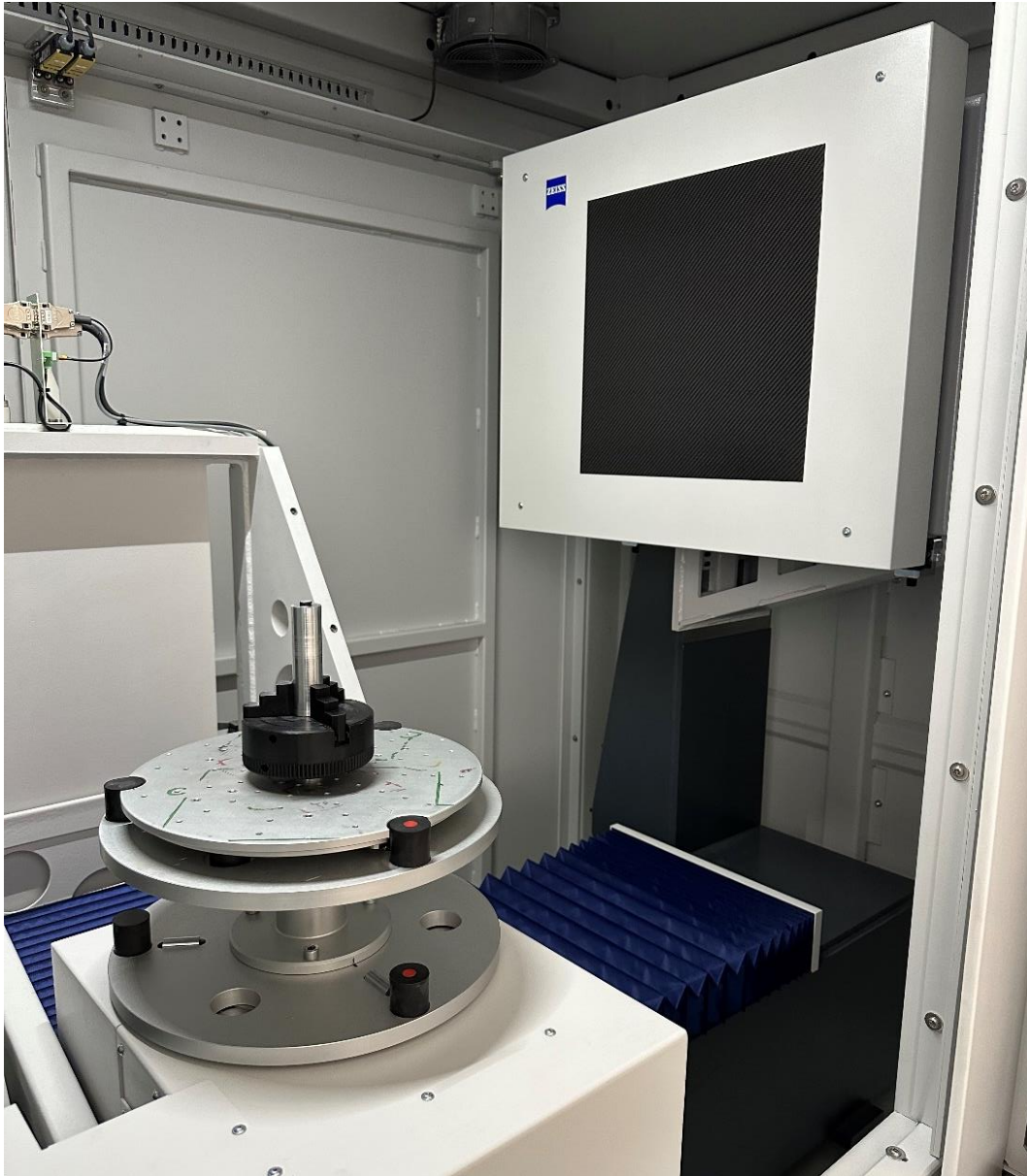
8.1.1 Příprava měření

Příprava měření je důležitým krokem, který vždy předchází samotnému měření. V kapitolách věnujících se působení konkrétních faktorů na výslednou kvalitu obrazu bylo popsáno, jak velký význam má pro přesné měření upnutí a polohování měřeného dílu. V tomto případě byl měřený etalon válcového tvaru upínán do tříčelistového sklíčidla. Pro zajištění co možná nejmenšího příspěvku ke zhoršení kvality obrazu v důsledku chvění měřeného etalonu při pracovním pohybu rotačního stolu během měření byl kladen důraz na co nejužší upnutí. Dále byl etalon upínán tak, aby byla jeho osa shodná s osou rotace sklíčidla, resp. otočného stolu, a tím byl minimalizována pravděpodobnost vzniku artefaktu zobrazení vlivem špatného srovnání etalonu vzhledem k souřadnicovému systému stroje. Aby mohla být účinně kompenzována potenciálně vznikající systematická chyba plynoucí z nedokonalého upnutí, bylo v rámci každého měření dbáno na to, aby byl měřený etalon orientován vzhledem ke sklíčidlu vždy stejně. Ve stejném duchu byla dodržována jednotná orientace sklíčidla vůči souřadnicovému systému zařízení. Níže na obrázku lze vidět upnutí měřeného etalonu pro variantu průměru 10 mm, kdy je sklíčidlo doplněno o přídatný doraz zajišťující totožnou pozici etalonu při každém měření.



Obrázek 65 - Doraz zajišťující konstantní pozici etalonu D10 v ose Z

Dalším parametrem sledovaným v rámci etapy přípravy měření je polohování. Polohování dílu jako takové se z určitého úhlu pohledu může řadit mezi parametry samotného měření, neboť přímo rozhoduje o velikosti voxelu, nicméně v tomto případě je myšleno spíše polohování vzhledem k detektoru. Napříč všemi provedenými měřeními bylo dbáno na optimální polohování měřeného etalonu vůči detektoru, a sice tak, aby osa etalonu protínala osu určující zvětšení (osu X stroje), a tedy i střed detektoru. Polohování v ose Z bylo ve všech případech přizpůsobeno tak, aby byl střed snímaného pole v úrovni středu detektoru.



Obrázek 66 - Upnutí etalonu D25 ve sklíčidle na otočném stole

8.1.2 Měření na výpočetním tomografu

Skupina parametrů, které je možné měnit v rámci samotného měření, byla v porovnání s parametry volenými během přípravy měření nebo během zpracování měřených dat daleko podstatnější. Důležitost této skupiny parametrů byla založena především na vysokém počtu parametrů vhodných k testování, stejně tak na jejich míře ovlivnění výsledné kvality obrazu. Hlavní otázkou nebylo ani tak jaké parametry ke zkoumání zvolit, nýbrž jaké zvolit jejich vhodné kombinace a rozsahy, aby byly získané vztahy mezi parametry a přesností měření porozity maximálně vypovídající, a zároveň byly v rámci rozumných mezí v souvislosti s rozsahem experimentu. Při sestavení experimentu byly uvažovány tyto klíčové faktory:

- 1) Potenciální vliv parametrů na výsledek měření
- 2) Přiměřený rozsah testovaného parametru
- 3) Vzájemná korelace parametrů a vhodná volba jejich kombinace
- 4) Časové hledisko

V rámci představení logické konstrukce experimentu je vhodné popsat, z jakých zdrojů se vycházelo. Hlavním vodítkem byla technická specifikace od výrobce CT, na němž byl experiment prováděn, a sice takzvaný **Cookbook od firmy ZEISS** shrnující doporučené rozsahy parametrů měření pro konkrétní podmínky. Podoba experimentu byla pochopitelně ovlivněna také **teoretickými poznatky** z oblasti fungování technologie výpočetní tomografie. Zdrojem inspirace byly rovněž v minulosti **provedené a popsání experimenty** z oblasti měření porozity na CT. Nejen prvotní konstrukce, ale i četné optimalizační kroky provedené v průběhu experimentu, byly inspirovány **zkušenostmi operátorů**, kteří se zařízením v rámci Fakulty Strojní ČVUT pracovali. Nakonec je třeba zmínit, že výsledné logické podoby nabyly experiment po řadě **zkušebních a chybných měření** provedených v počátku experimentu.

Za účelem maximálního oddělení vlivu jednotlivých parametrů na výslednou přesnost měření porozity byly parametry skenování rozděleny do logických celků. V rámci jednotlivých celků byl poté testován buď jeden konkrétní parametr, nebo kombinace spolu korelujících parametrů. Otázkou tedy bylo, jaké kombinace parametrů zvolit, aby mělo měření co největší vypovídající hodnotu a trendy sledované v rámci jednoho logického celku tak mohly být přiřazeny konkrétním parametrům. Nejdříve byla provedena řada referenčních měření, jejichž cílem bylo nalézt co nejlepší kombinaci všech parametrů vzhledem k přesnosti měření porozity. Dosažení těchto optimálních parametrů probíhalo iterativně. Mezní hodnotou přijatelné přesnosti měření, které odpovídaly podmínky nalezeného referenčního měření, byla hodnota relativních úchylek v řádu jednotek procent. Konkrétní hodnoty parametrů byly voleny na základě doporučení z manuálu výrobce, na základě zkušenosti a na základě teoretických předpokladů vyplývajících z fyzikálních principů měření na CT a principů tvorby digitálního obrazu. Při nalezení potenciálně vhodné kombinace parametrů byly na základě vlastností obrazu upraveny parametry, které by mohly kvalitu snímku ještě zvýšit. V některých případech nebylo zcela jednoznačné, které parametry měnit, a tak byla provedena pokusná měření, kdy se postupně oscillovalo kolem prve zvolených hodnot a hledalo se možné zlepšení udávající směr k dosažení vyšší kvality skenu. Tímto způsobem byly stanoveny výchozí orientační hodnoty jednotlivých testovaných parametrů. Schematicky je tento postup hledání výchozích parametrů skenování naznačen ve vývojovém diagramu uvedeném v Příloze 2.

Je pochopitelné, že se nepodařilo najít zcela optimální parametry v každém případě, nicméně v rámci procesu hledání byla vždy získána základní představa o vlivu jednotlivých parametrů na výslednou kvalitu snímků. V kapitole věnující se hodnocení vlivů jednotlivých parametrů na přesnost měření porozity jsou proto uvedeny pouze optimalizované škály a rozsahy, které mají v rámci všech provedených měření, kterých bylo dohromady podstatně více, nejvyšší výpovědní hodnotu.

Jednotlivé parametry skenování, jejich významnost, zkoumaná škála a provázanost s ostatními parametry je do detailu popsána níže. Pro lepší přehlednost vizte následující tabulku zahrnující klíčové zkoumané parametry skenování.

Tabulka 9 - Klíčové zkoumané parametry skenování

| Parametr | Značka parametru | Časové hledisko |
|--------------------|------------------|-----------------|
| Urychlovací napětí | $U [kV]$ | Nevýznamné |
| Žhavicí proud | $I [\mu A]$ | Nevýznamné |
| Čas integrace | $IT [ms]$ | Významné |
| Zesílení (gain) | $g [-]$ | Nevýznamné |
| Velikost voxelu | $vx [\mu m]$ | Významné |
| Mechanický filtr | $- [mm]$ | Nevýznamné |

Prvním zkoumaným faktorem, který díky svému výraznému vlivu na výslednou kvalitu skenů sloužil zároveň jako základ, od kterého se odvíjely další parametry s méně výrazným působením, byla **energie záření**. Energii RTG záření lze definovat parametry urychlovacího napětí a žhavicího proudu. Od velikosti urychlovacího napětí se odvíjí jak spektrum záření, tak jeho intenzita. Žhavicí (katodový) proud ovlivňuje pouze intenzitu záření. Na základě těchto poznatků byly zvoleny různé hladiny urychlovacích napětí, a pro každou z nich několik hodnot žhavicích proudů. Díky tomu tak mohlo být pozorováno, jak dané spektrum RTG záření v několika třídách intenzity ovlivňuje výslednou přesnost měření porozity optimální.

Výchozí hodnoty urychlovacího napětí byly zvoleny – jak již bylo výše zmíněno – na základě doporučení z příručky od výrobce zařízení. Volba adekvátního rozsahu a kombinací zkoumaných parametrů byla postavena na úvahách o poměru hodnot urychlovacího napětí a žhavicího proudu popsané v tabulce níže.

Tabulka 10 - Možné kombinace urychlovacího napětí a žhavicího proudu

| Velikost U | Velikost I | Pozitivní efekt | Negativní efekt |
|--------------|--------------|-----------------------------------|---------------------------------|
| Nízká | Nízká | Vysoké rozlišení (malý spot) | Nízká energie a vysoký šum |
| Vysoká | Nízká | Nízký šum (vysoká energie) | Nízká energie a špatný kontrast |
| Nízká | Vysoká | Dobrý kontrast (intenzita záření) | Velké množství šumu |
| Vysoká | Vysoká | Dobrý kontrast a málo šumu | Horší rozlišení (velký spot) |

Kombinací nízkých hodnot obou parametrů napětí a proudu by bylo díky malé velikosti spotu umožněno teoreticky dosahovat vysokého rozlišení. Nicméně nízké urychlovací napětí by způsobilo posun spektra záření k nízkým energiím, a sice ke vzniku výrazného šumu v obrazu, čímž – jak bylo dokázáno v rámci referenčních náměrů – by bylo prakticky znemožněno takové skeny zdárně vyhodnotit pomocí softwarových analýz. Zvyšováním urychlovacího napětí by byl nežádoucí šum v obraze minimalizován, což by v kombinaci s nízkým proudem zajišťujícím vysoké rozlišení dávalo dobrý smysl. S nízkým žhavicím proudem je však také výrazně snížena intenzita záření, jejíž nedostatečná velikost ve finále vedla k nedostatečnému prozáření zkoumaného vzorku. Obraz získaný při sníženém žhavicím proudu tak nebyl dostatečně kontrastní a analýzy porozity opět nefungovaly správně. Podobný problém nastal s vyhodnocením skenů získaných při kombinaci nízkého urychlovacího napětí a vysokého proudu. Nedostatečná kvalita skenů znemožňující vyhodnocení byla v tomto případě způsobena vysokou úrovní šumu v obraze. Poslední testovaná kombinace parametrů, která se nakonec jevila jako nejvhodnější, byla kombinace zvyšování urychlovacího napětí i žhavicího proudu. Tato kombinace se pochopitelně neobešla bez negativních efektů spojených s narůstající velikostí spotu snižující celkové rozlišení. Na druhou stranu nepředstavovalo snížené rozlišení markantní problém, a navíc bylo částečně vykoupeno zlepšeným kontrastem rekonstruovaného obrazu.

Velikost urychlovacího napětí byla tedy škálována směrem k vyšším hodnotám s přírůstkem 10 a 20 % k výchozí hodnotě. Základní hodnota žhavicího proudu, která byla následně rovněž škálována směrem k vyšším hodnotám, byla stanovena pomocí softwarového nástroje v softwarovém rozhraní tomografu. Princip fungování tohoto nástroje posloužil následně jako vzor pro logiku škálování hodnot žhavicího proudu. Řídící systém stroje totiž optimalizuje velikost žhavicího proudu vzhledem k velikosti spotu (ohniska), ze kterého následně vychází kužel RTG svazku. Omezování velikosti spotu je detailně popsáno v kapitole věnující se zdrojům RTG záření, nicméně hlavní důvody, proč nemůže být velikost spotu (spot size) příliš malá nebo příliš velká, jsou v podstatě dva:

- Malá velikost spotu ... výborné rozlišení (vyšší kvalita skenu) X výrazné opotřebení anody zdroje
- Velká velikost spotu ... špatné rozlišení X nízké opotřebení anody zdroje

Softwarově je tedy nalezena kompromisní velikost spotu vzhledem k co nejnížšímu opotřebení anody a co nejvyššímu možnému rozlišení. Limitujícími faktory definující opotřebení anody jsou tedy urychlovací napětí a žhavicí proud (celková vnesené teplo, které je příčinou opotřebení anody, odpovídá energii záření), zatímco limitujícím faktorem rozlišení je právě výše zmíněná velikost spotu v poměru k velikosti voxelu. Pro účely této práce byl zaveden pomocný parametr q , jenž definuje poměr velikosti spotu a velikosti voxelu. Ve výchozím nastavení byla softwarově nastavená hodnota žhavicího proudu nastavena tak, že velikost spotu byla přibližně v poměru 1:1 k velikosti voxelu. Velikost žhavicího proudu byla škálována výhradně k vyšším hodnotám, neboť při nižší než softwarově zvolené hodnotě proudu nedosahovaly skeny dostatečné kvality vlivem nedostatečného prozáření měřeného vzorku. Logika volby parametrů definujících energii RTG záření popisuje níže uvedená tabulka. Volba ostatních parametrů, které zůstávaly v rámci měření vlivu této skupiny parametrů konstantní, bude popsána posléze.

Tabulka 11 - Logika volby parametrů definujících energii RTG záření

| Devět kombinací měření – s indexy | | | | | | | | |
|---------------------------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| U_1 | | | U_2 | | | U_3 | | |
| I_{11} | I_{12} | I_{13} | I_{21} | I_{22} | I_{23} | I_{31} | I_{32} | I_{33} |
| Devět kombinací měření – škálování | | | | | | | | |
| $U_z = U_1$ | | | $U_z + 10 \% = U_2$ | | | $U_z + 20 \% = U_3$ | | |
| I_{opt} | $\frac{I_{12}}{vx}$ | $\frac{I_{13}}{vx}$ | I_{opt} | $\frac{I_{22}}{vx}$ | $\frac{I_{23}}{vx}$ | I_{opt} | $\frac{I_{32}}{vx}$ | $\frac{I_{33}}{vx}$ |
| Devět kombinací měření – parametr q | | | | | | | | |
| U_1 | | | U_2 | | | U_3 | | |
| $q \sim 1$ | $q = 1,5$ | $q = 2$ | $q \sim 1$ | $q = 1,5$ | $q = 2$ | $q \sim 1$ | $q = 1,5$ | $q = 2$ |

Dalším zkoumaným parametrem, který rovněž ovlivňoval spektrum RTG záření, a měl tak podstatný vliv na výslednou kvalitu měření, byla **tloušťka mechanického filtru**. Mechanický filtr z mědi byl vkládán mezi zdroj RTG záření a prozařovaný etalon za účelem odstínění nízkoenergetické části spektra záření a snížení množství šumu ve výsledném obraze. Míra odstínění nežádoucích spekter byla ovlivňována tloušťkou vkládaného filtru. Rozsah tlouštěk filtrů byl volen s ohledem na doporučení od výrobce. Logika škálování filtrů byla jednoduchá – filtr o tloušťce doporučené výrobcem byl nahrazen filtrem o menší či větší tloušťce. Nižší uvedená tabulka shrnuje paletu použitých filtrů.

Tabulka 12 - Tloušťky filtrů použitých v experimentu

| Použité tloušťky filtru (Cu) | | | |
|------------------------------|---------|--------|------|
| Bez filtru | 0,25 mm | 0,5 mm | 1 mm |

Následující dva zkoumané parametry, jež budou popsány, jsou spojeny s nastavením detektoru. Jedná se o integrační čas a zesílení. První z parametrů, **integrační čas**, je významný nejen z hlediska kvality výsledného skenu, ale také z hlediska časové náročnosti měření. Krátký čas integrace, neboli doba po kterou detektor snímá RTG záření v rámci jednoho snímku, posouvá celé měření k nízkým časům, ale na úkor vyššího šumu ve výsledném obraze. Vyšší čas integrace má efekt opačný. Proto bylo v rámci volby testované škály nutno nalézt vhodný kompromis. Na základě řady referenčních měření, která při použití nízkých integračních časů vykazovaly vysokou míru šumu, byla nakonec upřednostněna vyšší kvalita obrazu před nižšími časy měření. Výpočet porozity ze zašuměných skenů byl v lepším případě výrazně zkreslen, v horším případě nebylo vyhodnocení pomocí softwarových analýz vůbec možné. Proto bylo měření prováděno pouze pro dvě nejvyšší hodnoty časů integrace, které zařízení nabízelo.

Druhým za parametrů volených v souvislosti s nastavením detektoru, je již zmíněné **zesílení**. Zesílení detektoru zodpovídá za zesílení signálu vytvářeného na scintilačních elementech detektoru při interakci s dopadajícím RTG zářením. V teoretické rovině, stejně jako v příručce od výrobce použitého CT zařízení, je doporučeno nastavovat zesílení detektoru na co nejvyšší hodnoty. Mělo by tak být možné dosahovat co největší citlivosti detektoru, a tím i detekovat slabší signály z míst s malým koeficientem útlumu. Teoreticky je tedy vysoká citlivost detektoru optimální pro detekci pórů a dutin. Jejichž koeficient útlumu RTG svazku je nízký. Nicméně, provedená referenční měření tento předpoklad nepotvrdila v celém rozsahu nastavitelných zesílení, proto byla testována škála zesílení v celé šíři. Níže uvedená tabulka popisuje kombinace testových parametrů integračního času a zesílení detektoru.

Tabulka 13 - Kombinace parametrů IT a g

| Deset kombinací integračních časů a zesílení detektorů | | | | | | | | | |
|--|-------|-------|-------|-------|--------|-------|-------|-------|-------|
| IT_1 | | | | | IT_2 | | | | |
| g_1 | g_2 | g_3 | g_4 | g_5 | g_1 | g_2 | g_3 | g_4 | g_5 |

Dalším zkoumaným parametrem ze skupiny parametrů volitelných v rámci samotného skenování je **velikost voxelu**. Velikost voxelu je hlavním parametrem přímo ovlivňujícím rozlišení skenu. Čím menší je velikost voxelu, tím menší je rozlišitelný detail v prozařovaném dílu. V praxi to tedy znamená, že čím menší velikost voxelu je nastavena, tím menší struktury měřeného dílu je možné sledovat. Nicméně podobně jako u integračního času, velikost voxelu ovlivňuje výslednou dobu měření, a to primárně ze dvou důvodů. Zaprvé narůstá celkový objem dat, neboť „sít voxelů“ je rozdělena na více částí reprezentovaných větším počtem datových jednotek. Za druhé je velikosti voxelu nutno přizpůsobit i snímané pole v rámci detektoru. S menší velikostí voxelu je zpravidla využita větší plocha detektoru, čímž opět narůstá objem dat k následnému zpracování. Na základě úvodních úvah byla velikost voxelu označena jako jeden z procesních parametrů, který má potenciálně největší vliv na výslednou přesnost měření porozity. Proto bylo testování tohoto parametru v porovnání s ostatními dedikována největší část měření. Bylo zvoleno několik řad velikostí voxelu, které byly kombinovány s různými parametry charakterizujícím energii záření (urychlovací napětí/žhavicí proud). Jak již bylo naznačeno výše v rámci vazby velikosti spotu (přímo závislé na hodnotě žhavicího proudu) a velikosti voxelu, hlavním vodítkem pro volbu žhavicích proudů byl parametr q vyjadřující poměr velikosti spotu a velikosti voxelu. Zjednodušeně řečeno bylo dílčím cílem této části měření zjistit, jaká je optimální kombinace energie záření a snímaného detailu vzhledem k přesnosti měření porozity. Tabulka uvedená níže slouží ke srozumitelnějšímu znázornění logiky škálování parametru velikosti voxelu a jeho kombinace s dalšími parametry, zejména těmi, které charakterizují energii záření.

Tabulka 14 - Logika volby parametrů energie záření pro jednu velikost voxelu

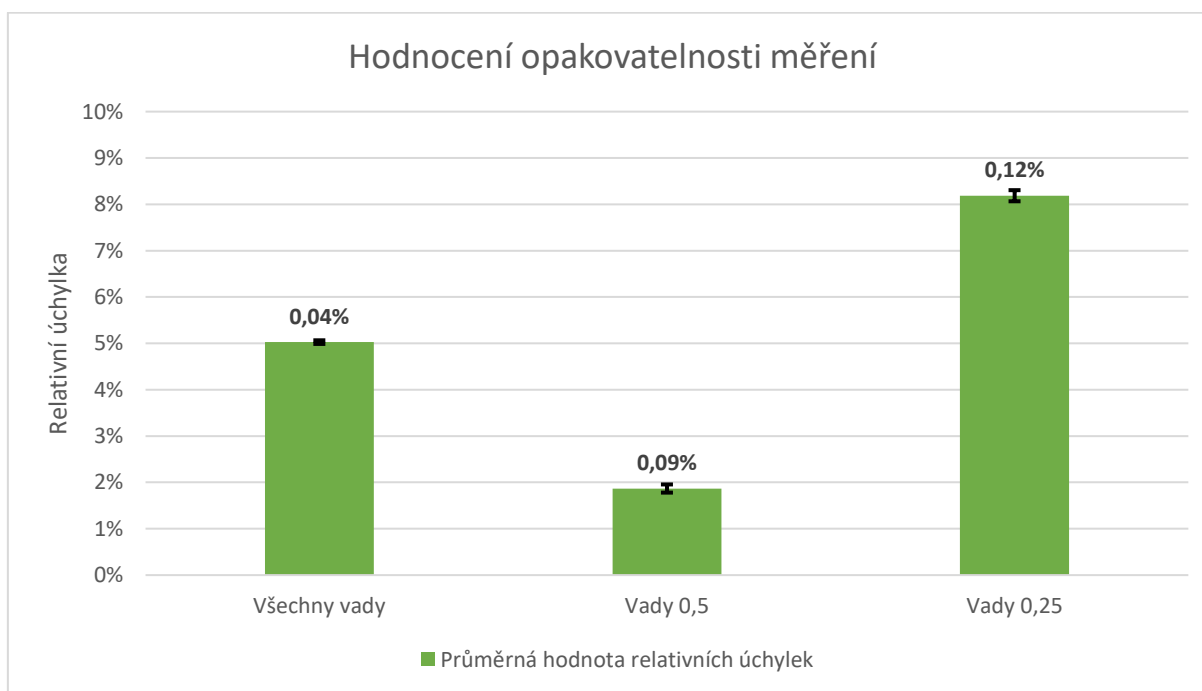
| Devět kombinací parametrů energie záření pro jednu řadu velikosti voxelu | | | | | | | | |
|--|-----------|----------|----------|-----------|----------|----------|-----------|----------|
| vx_1 | | | | | | | | |
| U_1 | | | U_2 | | | U_3 | | |
| I_{11} | I_{12} | I_{13} | I_{21} | I_{22} | I_{23} | I_{31} | I_{32} | I_{33} |
| $q = 1$ | $q = 1,5$ | $q = 2$ | $q = 1$ | $q = 1,5$ | $q = 2$ | $q = 1$ | $q = 1,5$ | $q = 2$ |

Tímto byly popsány všechny zkoumané parametry volitelné v rámci samotného procesu skenování. Ostatní parametry, které byly v rámci nastavení jednotlivých měření zachovány konstantní, jsou zahrnuty níže v tabulce. Jednalo se zejména o parametry nastavené v rámci řídicího systému CT zařízení, konkrétně například o vedlejší nastavení detektoru nebo softwarové korekce obrazu.

Tabulka 15 - Parametry nastavení procesu skenování, které byly konstantní

| Parametr | Stručný popis funkce | Nastavení |
|-----------------------------------|---|---------------------|
| Počet snímků | Počet snímků získaných v rámci plného otočení rotačního stolu | Automatická hodnota |
| Průměrování snímků | Počet snímků zaznamenaných a zprůměrovaných v rámci jednoho pootočení měřeného dílu | Vypnuto |
| Softwarový „binning“ | Kombinování zaznamenaných dat jednotlivých pixelů detektoru | 1 x 1 |
| Korekce objemu | Kompenzace chyby objemu způsobené pohybem vzorku při měření | Zapnuto |
| Kompenzace prstencového artefaktu | Kompenzace vzniku osového artefaktu u dílů větší tloušťky | Vypnuto |

Na základě výsledků referenčních měření byla rovněž stanovena nejistota opakovatelnosti měření. Vzhledem k časovým omezením experimentu nebylo možné každé měření provádět opakovaně. S ohledem na cíl práce navíc nebylo zcela klíčové přiřadit nejistotu opakovatelnosti ke každému měření, nicméně bylo nutné ověřit, zda se pohybuje v rozumném poměru k celkové chybě měření. Proto byla hodnota nejistoty opakovatelnosti měření určena ze tří opakovaných měření při jednotném nastavení procesních parametrů. Následující graf hodnotí jak celkovou nejistotu opakovatelnosti pro měření všech vad, tak i nejistotu připadající na jednotlivé velikostní řady vad. Hodnoty nejistoty opakovatelnosti měření pohybující se v řádech setin procent byly v poměru k celkové chybě měření uznány jako přijatelné.



Graf 9 - Nejistoty opakovatelnosti měření v porovnání s úchytkami od referenčních hodnot

8.1.3 Vyhodnocení měřených dat

Po fázi získání dat během měření následovala fáze vyhodnocení. V této fázi byla obrazová data zpracována a podrobena analýzám určujícím výslednou hodnotou metriky rozhodující o sledované přesnosti měření porozity. Konkrétně byla získaná objemová data podrobena analýze porozity využívající konkrétní hodnotící algoritmus, na jehož základě byly v první řadě detekovány a posléze stanoveny velikosti objemů vnitřních defektů v etalonu simulujících póry různých tvarů a velikostí.

Analýzy porozity byly prováděny v softwaru **VGStudioMax verze 3.2.2**, který nabízel celkem tři výpočetní algoritmy k detekci a kvantifikaci vnitřních vad. V rámci úvodního testování jednotlivých analýz byla porovnávána schopnost jednotlivých algoritmů nalézt jednotlivé póry ve zkušebním vzorku a stanovit jejich objem. Časové hledisko, konkrétně celková doba výpočtu analýzy, hrálo v tomto případě důležitou roli vzhledem k velkému počtu provedených skenů. Zvažován byl rovněž rozsah možných nastavení v rámci konkrétní analýzy, který na jednu stranu přinášel možnost optimalizovat fungování analýzy vzhledem k aktuální kvalitě skenu, ale na druhou stranu vnášel do celého procesu vyhodnocení větší počet ovlivňujících faktorů představujících potenciální zdroje nejistot.

Analýzy porozity, které byly k dispozici v analytickém softwaru prováděly detekci a vyhodnocení objemu vnitřních vad ve dvou krocích. V prvním kroku bylo kontrolováno okolí jednotlivých voxelů a v případě, že se v jednom místě nacházelo více voxelů s podobnou hodnotou stupně šedi, byly vytvářeny skupiny voxelů k dalšímu hodnocení. V následujícím druhém kroku byly zaznamenané skupiny kandidátů přiřazeny k materiálu nebo k defektu na základě kritérií nastavených operátorem v definici konkrétní analýzy. (32)

Algoritmus **VGEasyPore** byl ze všech nabízených algoritmů nejjednodušší – v podstatě nenabízel možnost žádného nastavení. Analýza porozity využívající tento algoritmus měla v řadě případů, zejména pokud nebyly skeny příliš kontrastní a vyskytovala se v nich šum ve zvýšené míře, problém se samotnou detekcí menších vad. Kvantifikace objemů vad byla na přijatelné úrovni při uvážení odchylek v řádu jednotek procent, nicméně ve srovnání s ostatními dvěma algoritmy byly výsledky nejméně přesné. Časová náročnost byla nízká, výpočet analýzy probíhal v jednotkách až nižších desítkách minut.

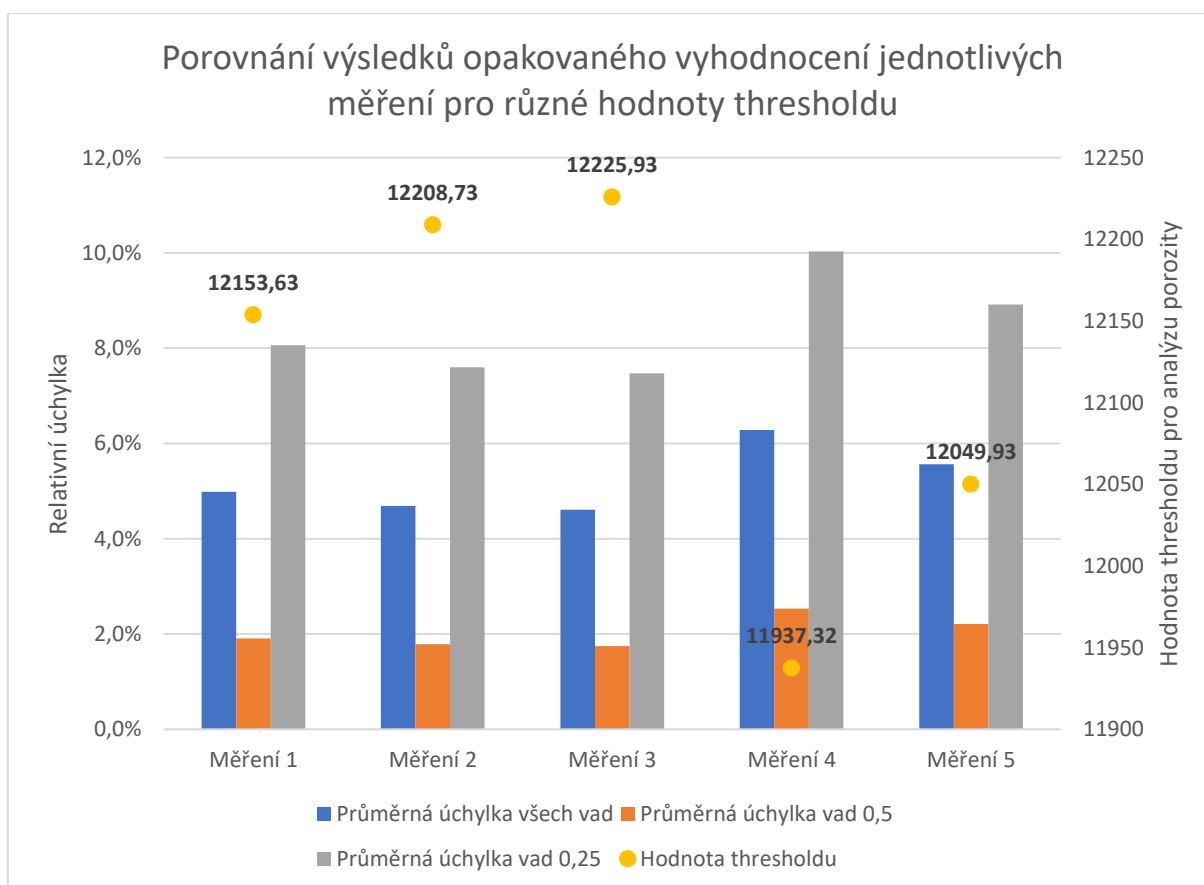
Analýza porozity využívající algoritmus **Only threshold** dokázala stabilně detekovat a s porovnatelně nižší odchylkou než algoritmus VGEasyPore kvantifikovat objemy jednotlivých vad. V rámci referenčních měření však bylo zjištěno, že zejména detekce vad je podmíněna kvalitou skenů. Prakticky to tedy znamenalo, že dostatečně kvalitní skeny bylo možné relativně přesně, a především produktivně tímto algoritmem detekovat a vyhodnotit. Nicméně byla-li kvalita skenů horší, algoritmus nefungoval a analýza tak některé, zejména menší vady, vůbec nedetekovala.

Posledním, a dá se říci, že i nejsilnějším algoritmem analýzy porozity, byl algoritmus **VGDefX**. Nejsilnější z toho důvodu, že si v rámci úvodních referenčních měření dokázal poradit i se skeny nižší obrazové kvality, které nebylo možné ostatními dvěma algoritmy vyhodnotit. Síle tohoto algoritmu ještě přispívala široká paleta možných nastavení, které potenciál dosažení maximální kvality výsledků ještě zvyšovala. Bohužel, vzhledem k výrazně vyšším výpočetním časům, které navíc v podstatě zcela vyčerpaly výpočetní výkon počítačové stanice, byl tento algoritmus vzhledem k charakteru experimentu těžko použitelný. Níže uvedená tabulka naznačuje výkonnostní porovnání jednotlivých výpočetních algoritmů.

Tabulka 16 - Výkonnostní srovnání výpočetních algoritmů analýz porozity

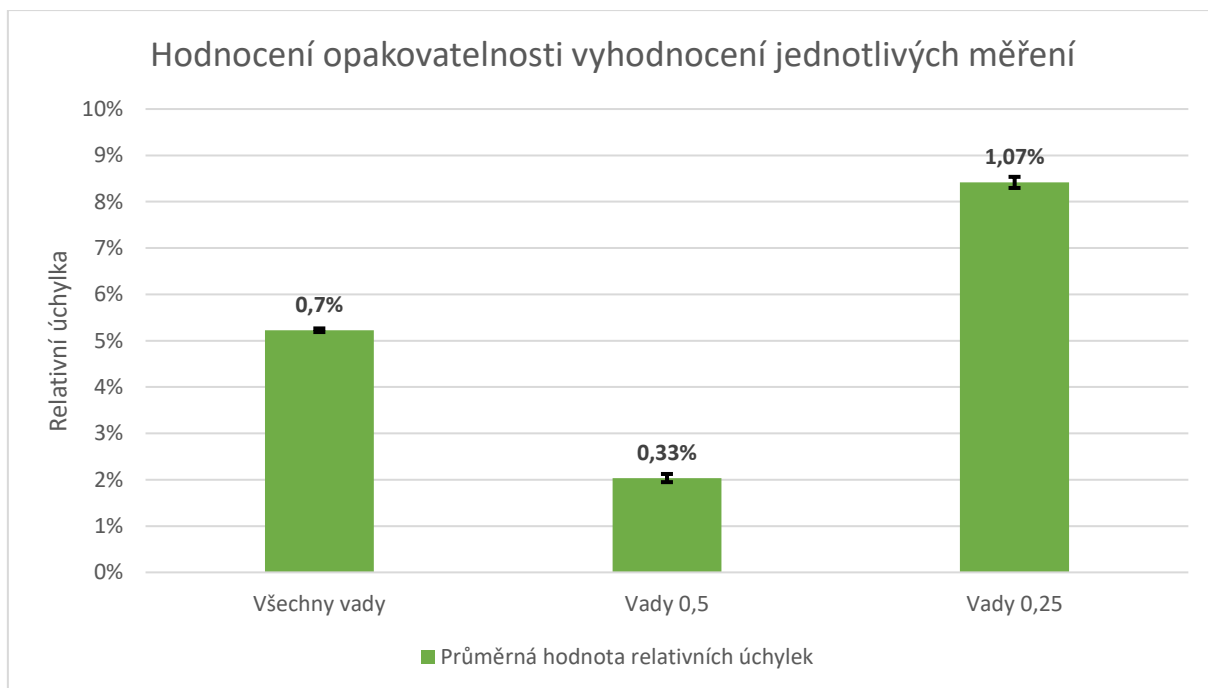
| Výpočetní algoritmus | Kvalita detekce vad | Paleta nastavení | Časová náročnost |
|----------------------|---------------------|------------------|------------------|
| VGEasyPore | Nízká | Úzká | Nízká (minuty) |
| Only threshold | Podmíněně vysoká | Širší | Nízká (minuty) |
| VGDefX | Vysoká | Široká | Vysoká (hodiny) |

Po uvážení jednotlivých kritérií byl jako optimální výpočetní algoritmus analýz porozity zvolen algoritmus Only threshold, a to díky dobrému poměru kvality detekce vad a časové náročnosti. Skeny vysoké kvality v případě tohoto algoritmu dokázala analýza vyhodnotit dokonce v řádu sekund, což bylo vzhledem rozsahu experimentu zásadním benefitem, ne-li, jak se ukázalo v závěru, dokonce podmínkou k jeho zdárnému dokončení. Jednoduchost nastavení daného algoritmu spočívající ve volbě pouze jediného parametru, a sice prahové hodnoty – thresholdu – stupně šedi definujícího hranici mezi pozadím a materiálem, navíc podpořila systematickosti procesu vyhodnocení jednotlivých skenů. Vzhledem k tomu, že prahová hodnota thresholdu byla stanovována z manuálně vybraných oblastí materiálu a pozadí, bylo obzvláště nutné dbát na systematický přístup při její definici. Za účelem kvantifikace vlivu volby hodnoty thresholdu na výsledek jednotlivých analýz bylo v rámci referenčních měření testováno, jak velká chyba vzniká v rámci procesu vyhodnocení. Bylo provedeno celkem pět opakovaných analýz stejného skenu, při kterých byla hodnota thresholdu stanovována z nahodile volených oblastí z objemu vzorku. Nahodilost volby měla simulovat kritický případ, kdy volba oblasti pro stanovení hodnoty thresholdu neprobíhá systematicky stejně. V níže uvedeném grafu je možné vidět, jak se vzájemně lišily výsledky analýz porozity při různé volbě prahové hodnoty thresholdu.



Graf 10 - Porovnání vlivu volby hodnoty thresholdu na výsledky analýzy porozity

Míru ovlivnění výsledků analýz porozity volbou hodnoty thresholdu je možné označit jako nejistotu procesu vyhodnocení, která se rovná výběrové směrodatné odchylce relativních úchylek jednotlivých měření. Hodnoty této nejistoty popisuje Graf 11 uvedený níže. Je také možné sledovat, že vady různých velikostních řad jsou zatíženy jinak velkou nejistotou.



Graf 11 - Opakovatelnost procesu vyhodnocení měření pomocí analýz porozity

8.2 Diskuse výsledků

V této podkapitole budou popsány pozorované závislosti mezi jednotlivými procesními parametry a přesností měření porozity. Volba jednotlivých parametrů a způsob jejich testování byly detailně popsány v předchozí kapitole. Pro lepší přehlednost budou zkoumané parametry dále rozděleny do logických celků, jimž budou dedikovány jednotlivé kapitoly. Vliv jednotlivých parametrů bude představován v pořadí, v jakém byly parametry testovány. Vzhledem k velkému počtu měření budou popsána ta měření, která nejlépe vystihují sledované trendy. V rámci každé skupiny parametrů bude zhodnocen vliv daných parametrů na přesnost měření porozity pro etalon tloušťky 10, 25 a 50 milimetrů.

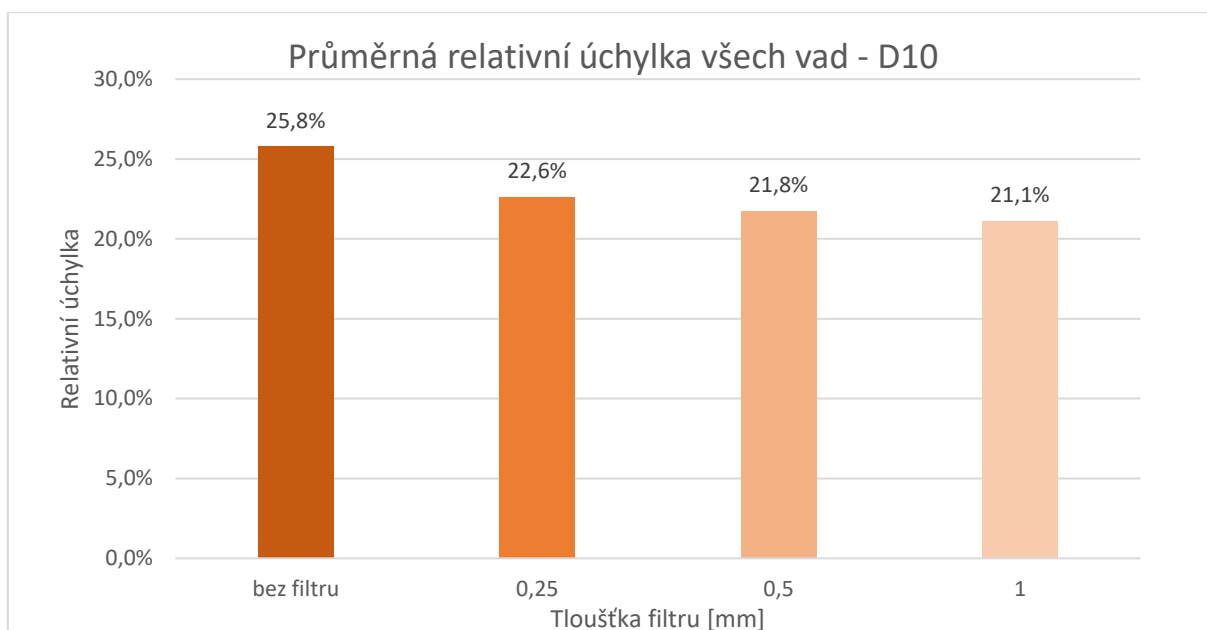
8.2.1 Vliv tloušťky mechanického filtru

Prvním parametrem, jehož vliv byl zkoumán v každé sérii měření pro jednu tloušťku etalonu byla tloušťka mechanického filtru. Předpoklad byl takový, že optimální tloušťka použitého filtru zvýší kvalitu rekonstruovaného obrazu snížením šumu způsobeným nízkoenergetickými částmi spektra záření. Snížení šumu však nesmí proběhnout na úkor poklesu kontrastu v obrazu vlivem snížení intenzity záření při průchodu záření skrz filtr. Optimální tloušťka filtru byla hledána při parametrech odladěných během série referenčních měření. V tomto případě byla měření provedena pouze pro tloušťky etalonu 10 a 25 mm. Při měření etalonu o tloušťce 50 mm bylo možné dosáhnout dostatečné úrovně kontrastu (dostatečného prozáření) pouze v případě, kdy bylo měření provedeno bez použitého filtru.



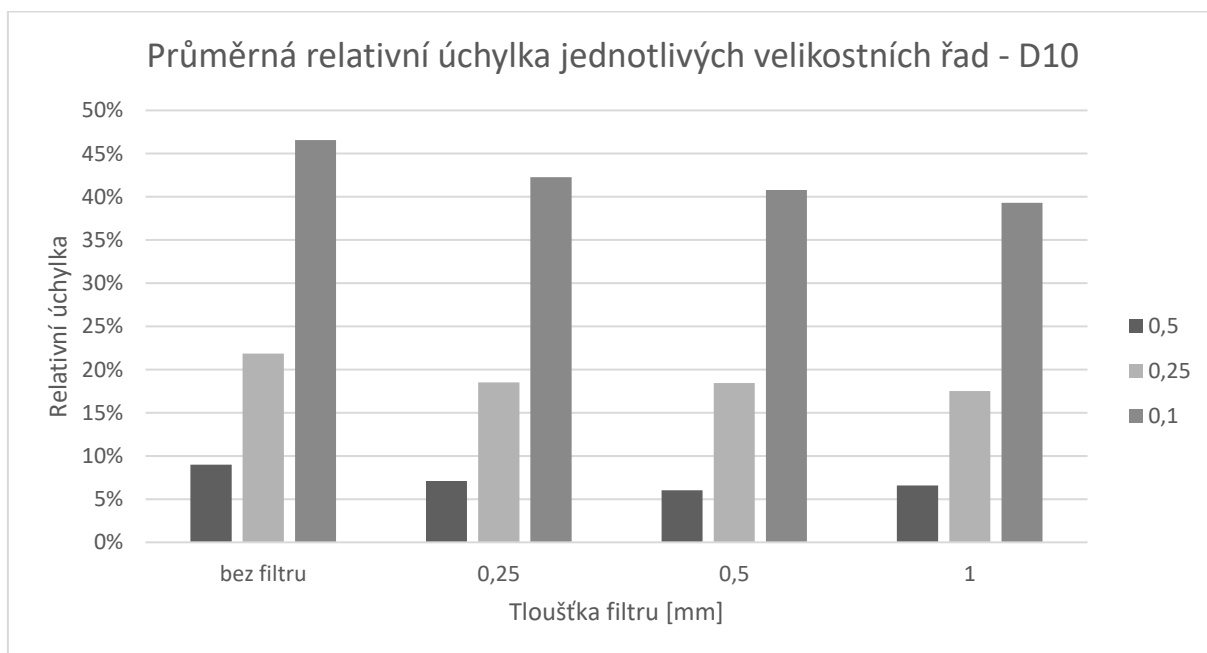
Obrázek 67 - Filtry tlouštěk 0,25;0,5 a 1 mm

V případě hodnocení průměrné odchylky všech velikostních řad defektů (Graf 12) je možné pozorovat, že je u **etalonu D10** dosahováno nejlepších výsledků při měření s filtrem o tloušťce 1 mm. Rozdíl oproti nejhorším výsledkům, které byly dosaženy při měření bez filtru, není tak výrazný, neboť není větší než 5 %.



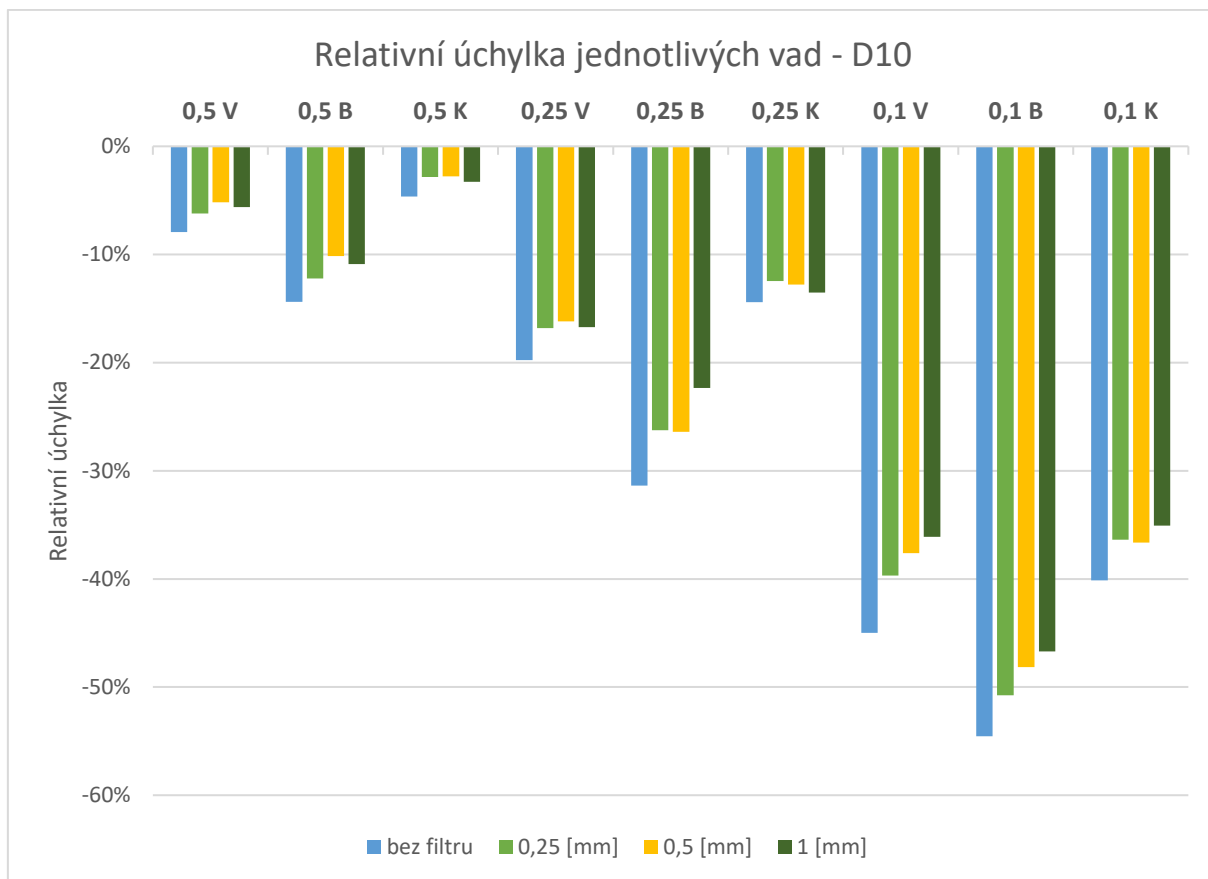
Graf 12 - Průměrné relativní úchylny všech vad pro různé tloušťky filtru – etalon D10

V případě, že by byl měřen skutečný díl s různými velikostmi a orientacemi vnitřních defektů, mělo by hodnocení průměru odchylek napříč velikostními řadami vypovídající charakter. Nicméně, vliv tloušťky filtru nemusí být pro různé velikostní řady stejný, jak ukazuje Graf 13. U vad větších objemů (hloubky 0,5 mm) bývají zpravidla dosahovány daleko přesnější výsledky než u vad menších objemů.



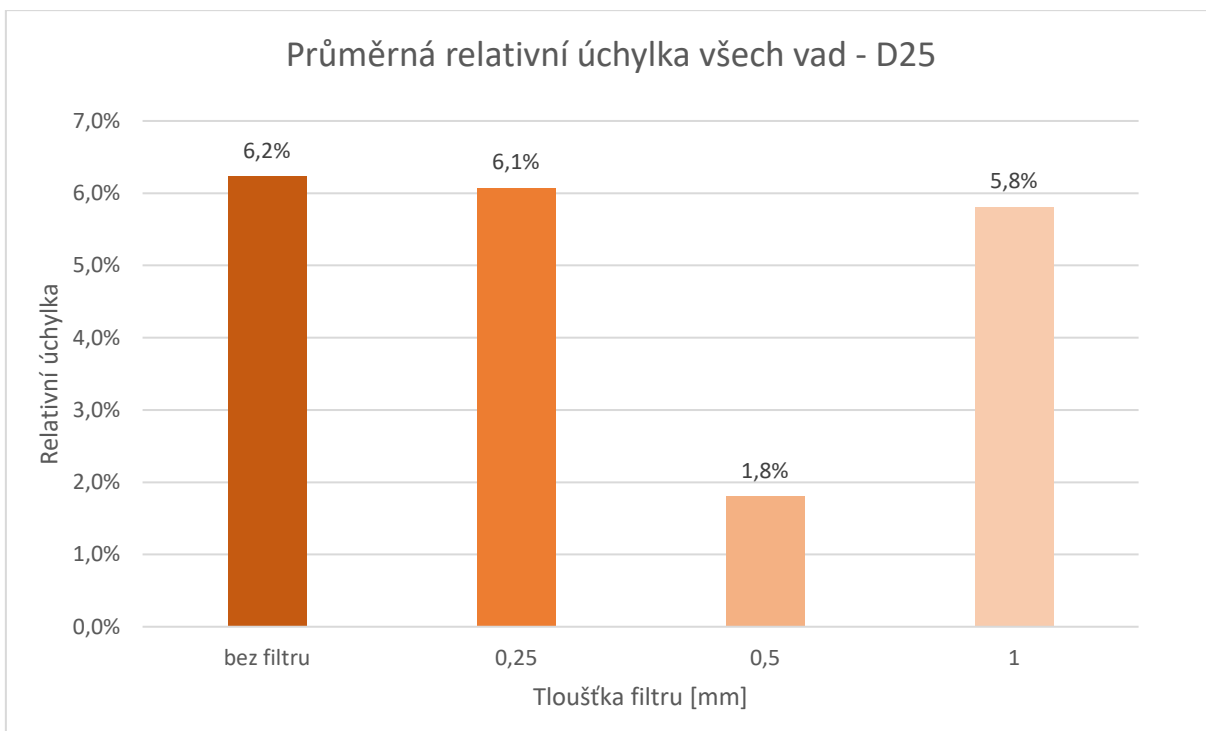
Graf 13 - Průměrné relativní úchylny jednotlivých velikostních řad defektů pro různé tloušťky filtru – etalon D10

Níže uvedený graf ukazuje, jaký vliv má tloušťka filtru na vyhodnocený objem jednotlivých vad při tloušťce etalonu rovné 10 mm. Je možné pozorovat, že v rámci jedné velikostní řady definované hloubkou gravírování vady v etalonu je stejně rozhodujícím parametrem pro hodnocení přesnosti velikost objemu vady. Bodové vady (s popiskem „B“ v grafu, které mají nejmenší objem, mají ve srovnání s vertikálními a kolnými vadami (popisky „V“ a „K“) v rámci jednotlivé velikostní řady výrazně větší relativní úchyly od kalibrovaných hodnot.



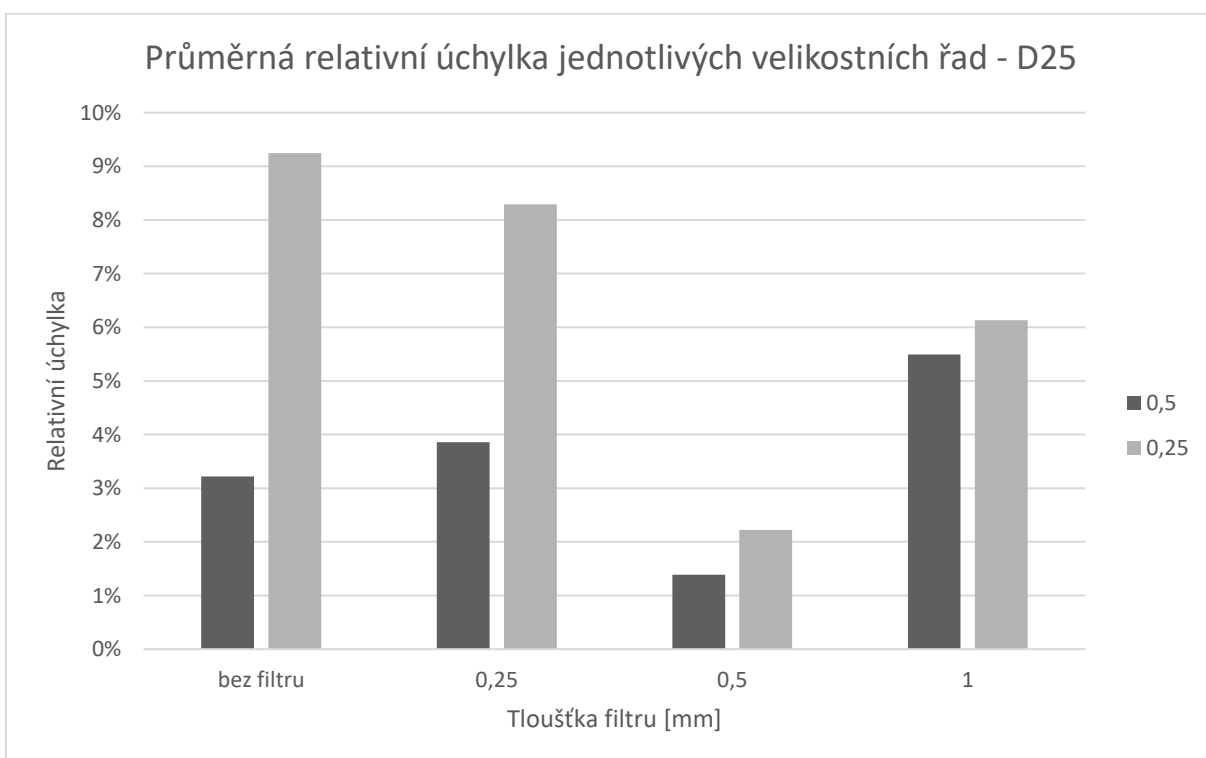
Graf 14 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro různé tloušťky filtru – etalon D10

U etalonu tloušťky 25 mm však není situace stejná. V první řadě musely být použity vyšší hodnoty parametrů urychlovacího napětí a budicího proudu, neboť vzorek větší tloušťky vyžadoval více energie k efektivnímu prozáření. I přes snahu o zvýšení energie však nebylo možné dosáhnout takové obrazové kvality skenu, aby dokázala analýza porozity nalézt řadu vad hloubky 0,1 mm. Efekt nedostačující energie záření potvrdily i výsledky analýz v souvislosti s tloušťkou filtru. Zatímco v případě vzorku D10, kde byla použita nižší energie záření, bylo dosaženo nejlepších výsledků při použití filtru o tloušťce 1 mm, u vzorku D25 bylo největší přesnosti měření dosaženo při použití filtru o tloušťce 0,5 mm.



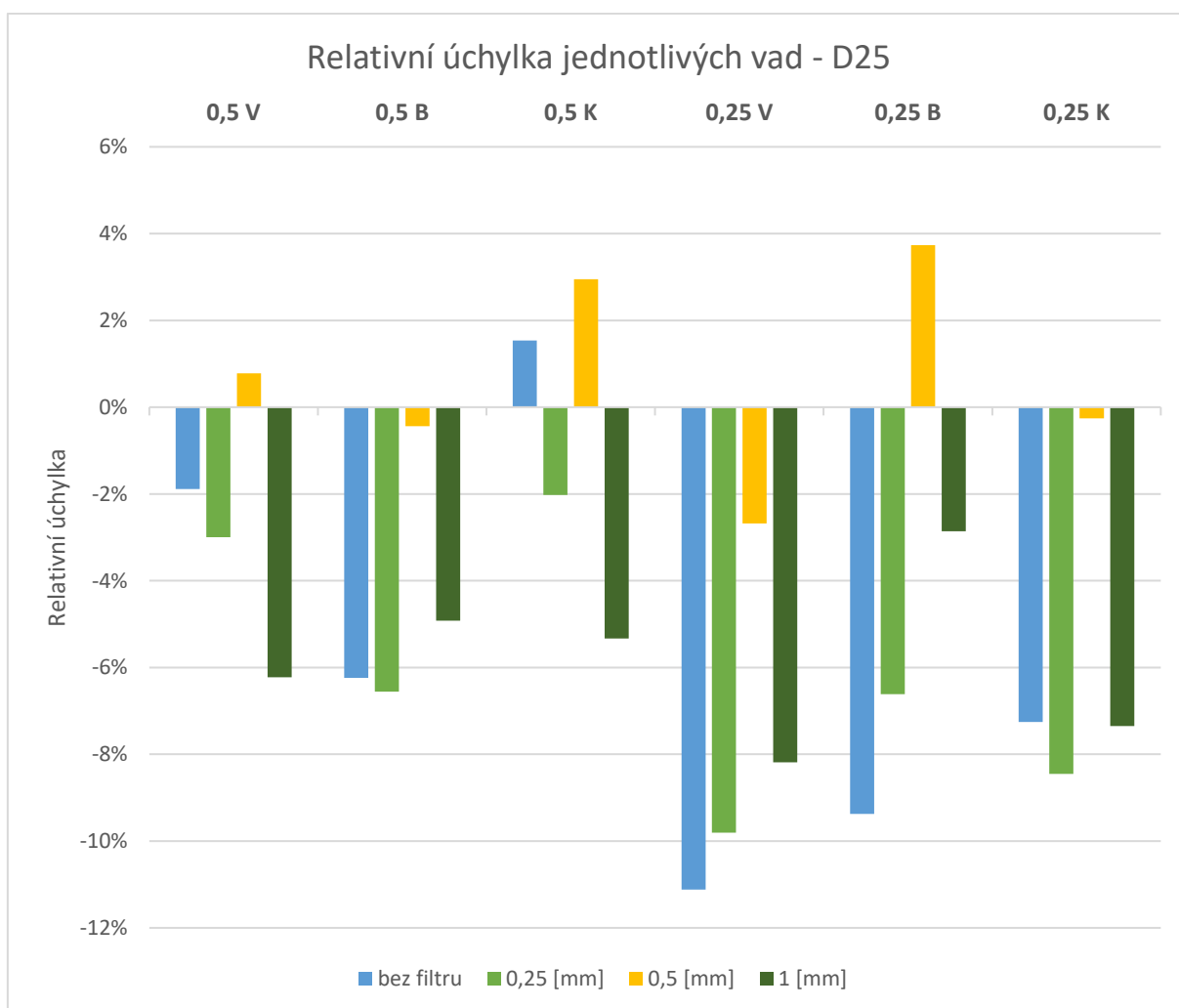
Graf 15 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro různé tloušťky filtru – etalon D25

Tento jev potvrzuje, že volba vhodné tloušťky filtru má nezanedbatelný vliv na výslednou přesnost měření porozity v závislosti na prozařované tloušťce měřeného dílu.



Graf 16 – Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro různé tloušťky filtru – etalon D25

Jak již bylo výše zmíněno, hodnoty získané při měření etalonu D25 vykazují opačný trend v porovnání s etalonem D10, kdy bylo lepší výsledků při měření porozity dosaženo pro větší prozařovanou tloušťku za použití slabšího filtru. Dále je možné pozorovat, vizte výše uvedený Graf 16 – Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro různé tloušťky filtru – etalon D25 Graf 16, že různé velikostní řady vad nejsou ovlivněny použitím filtru o různých tloušťkách stejnou měrou. Velikostní řada vad hloubky 0,5 mm nedosahuje tak velkých úchylek od referenčních hodnot jako velikostní řada vad hloubky 0,25 mm, a zároveň není tak citlivá na použití jiných než optimálních tlouštěk filtru. Rozpětí relativních úchylek pro velikostní řadu 0,5 činí zhruba 4 %, zatímco rozpětí relativních úchylek pro velikostní řadu 0,25 je téměř dvojnásobné (7 %). Tento jev je spojen s objemovou velikostí vad, kdy jsou vady většího objemu lépe rozpoznatelné pro analýzu porozity a výsledná chyba detekce vad zároveň neovlivní výslednou hodnotu tak významně jako u menších vad.

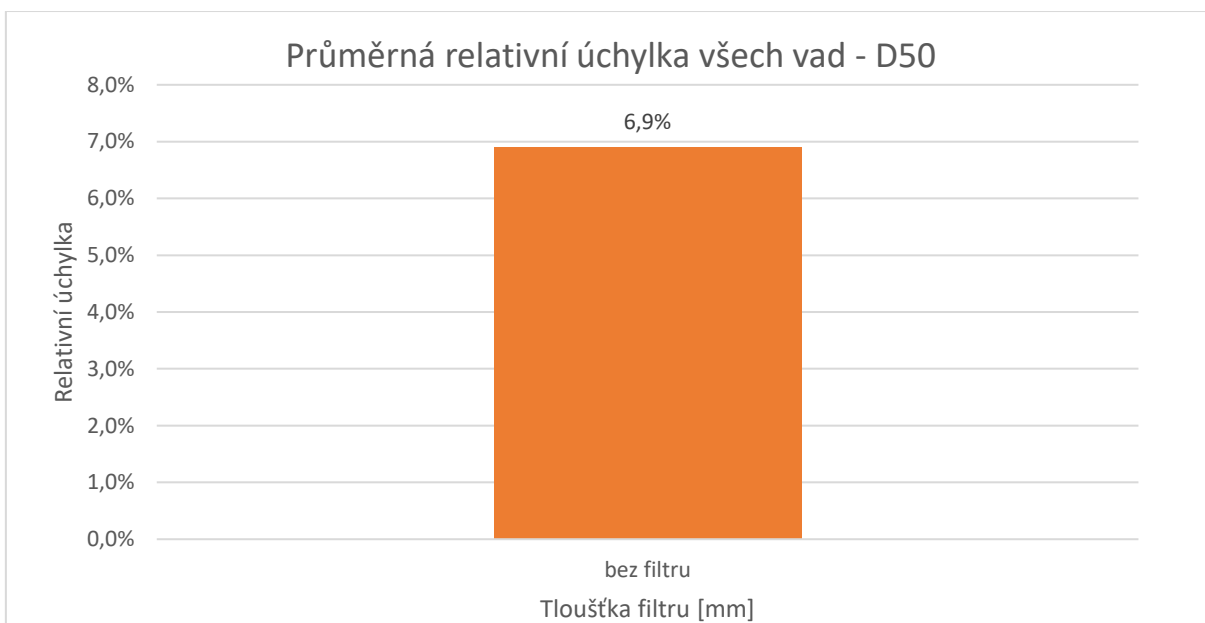


Graf 17 – Relativní úchyly jednotlivých vad pro různé tloušťky filtru – etalon D25

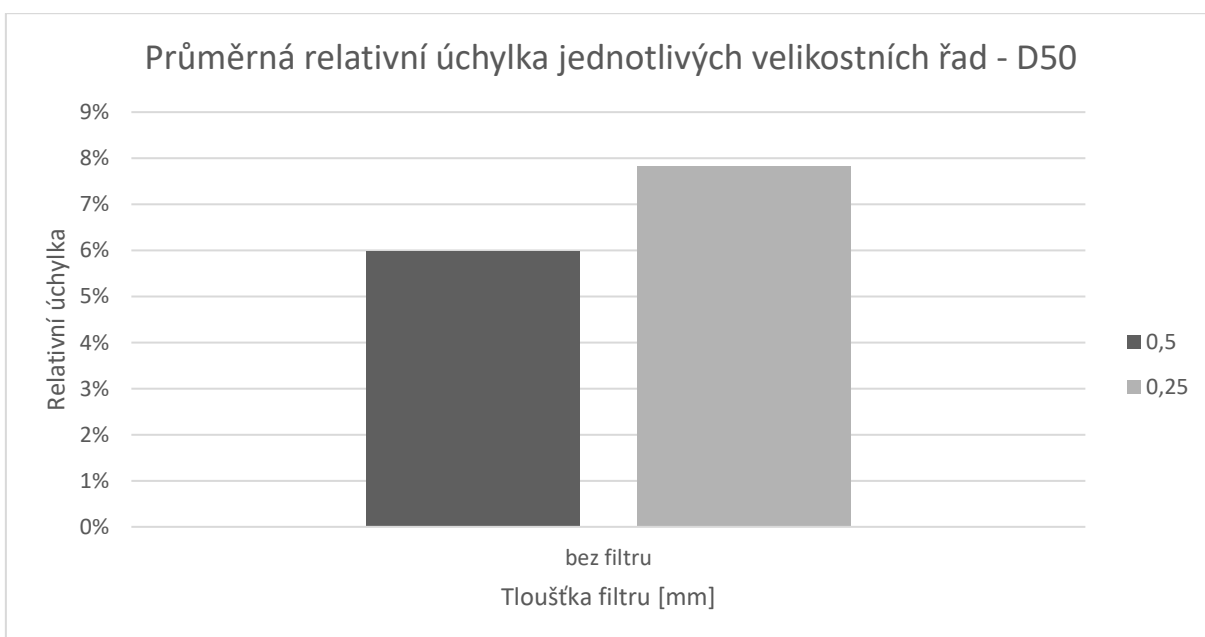
Sledovaný znak, kdy je za účelem dosažení maximální přesnosti měření porozity u dílů větších tlouštěk lepší kombinovat vyšší energii záření se slabším filtrem, potvrzuje i měření porozity u etalonu průměru 50 mm. V tomto případě bylo možné detekovat vady pouze při měření bez použití filtru. V tomto případě je však nutné brát ohled i na skutečnost, že bylo v rámci zachování jednotných podmínek prováděno testovací měření jednotlivých tlouštěk filtrů při velikosti voxelu 12,5 μm, což samo o sobě není zcela optimální nastavení rozlišení pro měření dílů větších tlouštěk. Jak již bylo, a ještě bude, mnohokrát zmíněno v rámci této práce, v žádném případě není možné při testování

jednoho procesního parametru zcela vyloučit vliv ostatních parametrů, byť jsou drženy na konstantní hodnotě a voleny ve snaze dosažení co možná nejlepších podmínek skenování.

V absolutním srovnání úchylek s etalony D10 a D25 je při měření etalonu D50 bez použití filtru možné dosahovat srovnatelné přesnosti měření největší velikostní řady defektů při použití optimální tloušťky filtru (resp. bez použití žádného filtru). Průměrná relativní úchylka všech vad, kterou znázorňuje Graf 18 však není zatížena vysokými hodnotami relativních úchylek vad z velikostní řady 0,1. Proto má větší výpovědní hodnotu pro vzájemné porovnání Graf 19, který hodnotí relativní úchylky jednotlivých velikostních skupin vad samostatně.

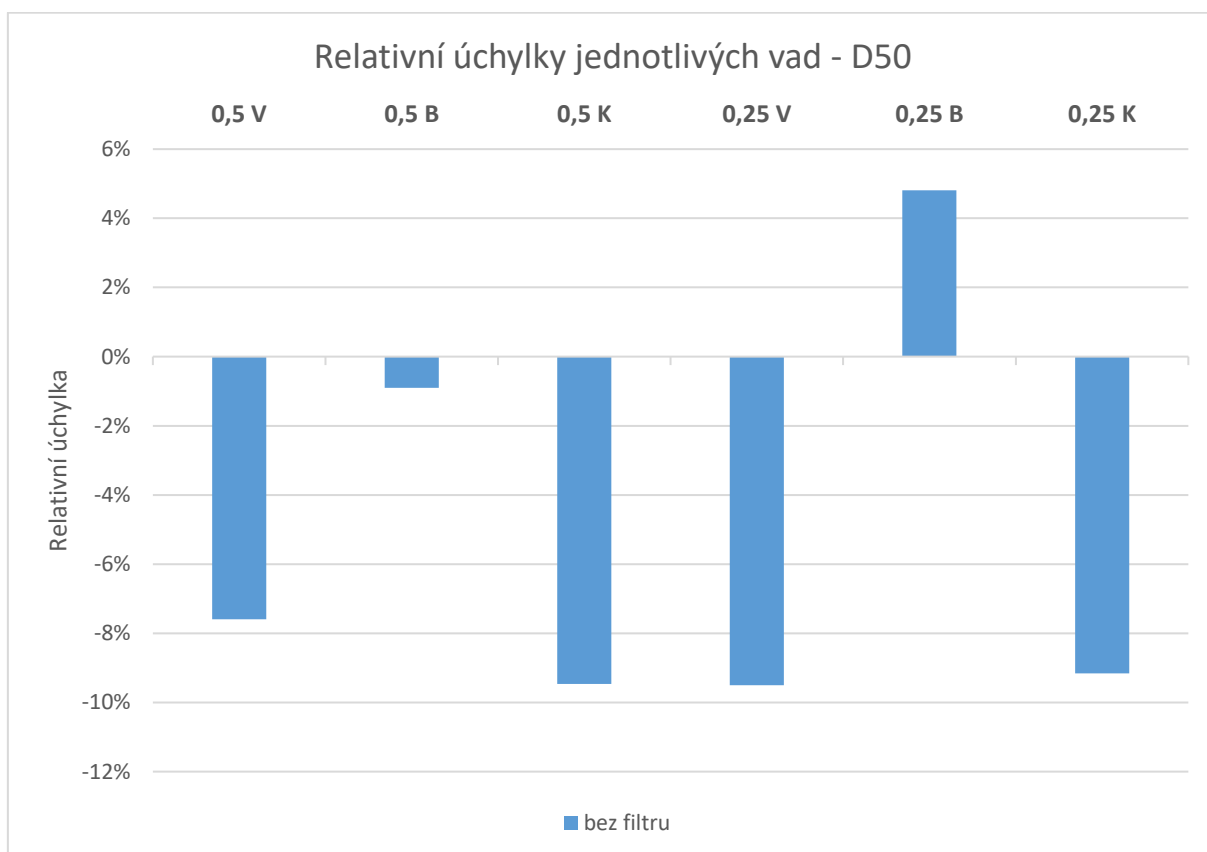


Graf 18 - Průměrná relativní úchylka všech vad pro měření bez filtru – etalon D50



Graf 19 - Průměrné relativní úchylky jednotlivých velikostních řad defektů pro měření bez filtru – etalon D50

Pozoruhodné je, že v případě měření etalonu D10 je měření porozity nejméně přesné u bodových vad (popisek „B“), zatímco při měření etalonu D50 jsou relativní úchyly objemů bodových vad nejmenší. Tento jev je s největší pravděpodobností způsoben podstatou měření etalonu D50 s malou velikostí voxelu ($v_x = 12,5 \mu m$), kdy je pro detekci vad nutné výrazně zvýšit energii záření, čímž je skrze výrazně větší velikost spotu výsledek měření výrazně zkreslen. Toto zkreslení se potom projeví ve velkém míře u vad větších objemů a nesymetrického rozložení objemu v prostoru (vertikální a kolmé vady), zatímco bodové vady, ač výrazně méně objemné, nejsou ovlivněny tak výrazně, jak je možné vidět níže na grafu.



Graf 20 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro měření bez filtru – etalon D50

Pokud by měly být experimentálně získané závislosti porovnány s doporučením od výrobce, nebyly by nalezené optimální parametry v souladu s doporučenými. Výrobce standardně doporučuje používat při měření dílů o větších tloušťkách, které vyžadují více energie k prozáření, mechanické filtry větších tloušťek. Výše uvedené závislosti však vykazují opačný trend, kdy bylo nejvyšší přesnosti při měření porozity dosaženo v případě použití slabších filtrů pro silnější díly. Toto porovnání na konkrétních hodnotách zobrazuje Tabulka 17.

Tabulka 17 - Porovnání doporučených a optimální tloušťek filtru pro měření porozity (15)

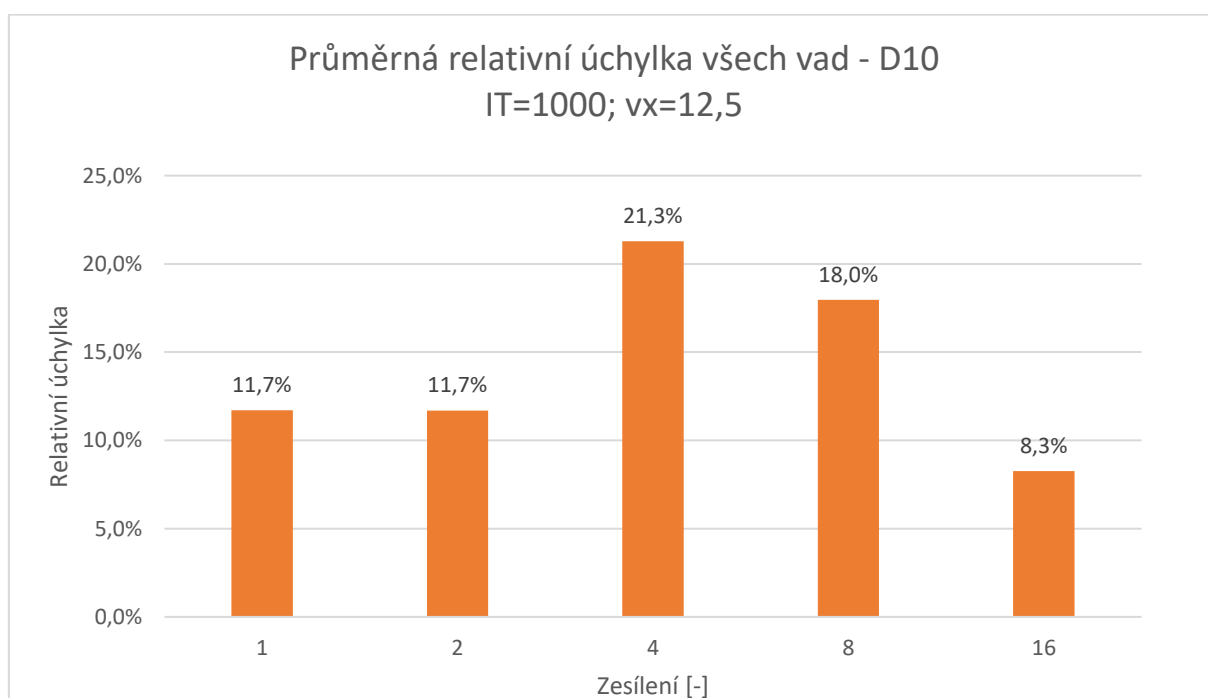
| | Doporučené tloušťky filtru [mm] | Optimální tloušťky filtru [mm] |
|-------------------|---------------------------------|--------------------------------|
| Etalon D10 | 0,25 | 1 |
| Etalon D25 | 0,5 | 0,5 |
| Etalon D50 | 1 | Žádný filtr |

Použití silnějších filtrů pro větší energie záření může být zdůvodněno dvěma fakty. Zaprvé je žádoucí efektivně filtrovat nízkenergetické části spektra záření a zároveň je tak zajištěno minimální ovlivnění kvality obrazu vlivem vzniku artefaktů utvrzování svazku. Rozdíly nalezené na základě provedených měření však nevyvracejí správnost doporučení poskytnutého výrobcem, ale spíše potvrzují myšlenku, že problematika optimalizace procesních parametrů ve vztahu k přesnosti měření porozity nelze popsat obecně pro všechny aplikace výpočetní tomografie, a k měření porozity je tak vhodné přistupovat jako k samostatné disciplíně.

8.2.2 Vliv integračního času a zesílení detektoru

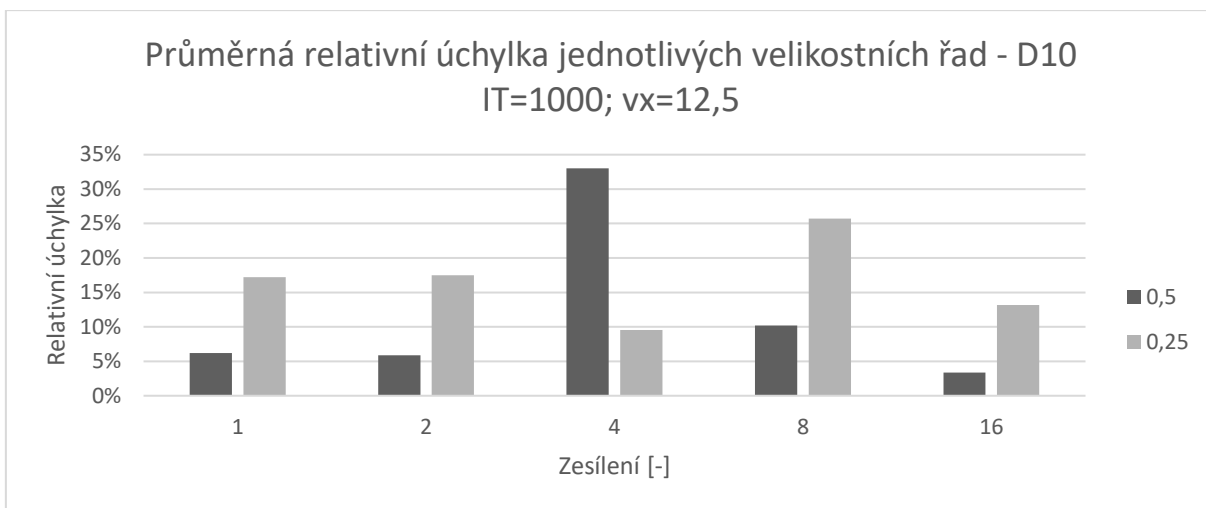
Další skupinou parametrů, které ovlivňují výslednou přesnost měření porozity, jsou parametry nastavení detektoru, a sice integrační čas a zesílení. Detailně byly tyto parametry popsány v předešlých kapitolách, proto bude v této části kladen důraz zejména na jejich popis v kontextu měření. Měřená data v tomto případě potvrzují všechny teoretické předpoklady. Skeny získané při měření s nastavením vyšších integračních časů jsou zpravidla méně zašuměné a lépe kontrastní. Při zvyšování zesílení detektoru jsou všechny charakteristiky, jak ty žádoucí (kontrast), tak i nežádoucí (šum), zvýrazněny. Ve snaze dosažení maximální kvality skenu je tedy hlavní otázkou, jak vhodně zvolit hodnoty parametrů, aby nebyl obraz přexponovaný (příliš jasný) vlivem vysokých integračních časů, a zároveň byly charakteristiky obrazu vyvážené. Dalším faktorem, který je potřeba mít na paměti při volbě času integrace, je doba měření. Ta narůstá přímo úměrně zvolenému integračnímu času – měření s časem integrace jednoho snímku 2000 ms bude trvat dvakrát tak dlouho, jako měření s časem integrace 1000 ms.

V případě **etalonu D10** se jeví při nastavení kratšího integračního času **1000 ms** optimální kombinace s hodnotou zesílení **16**, jak lze vidět na níže uvedeném grafu.



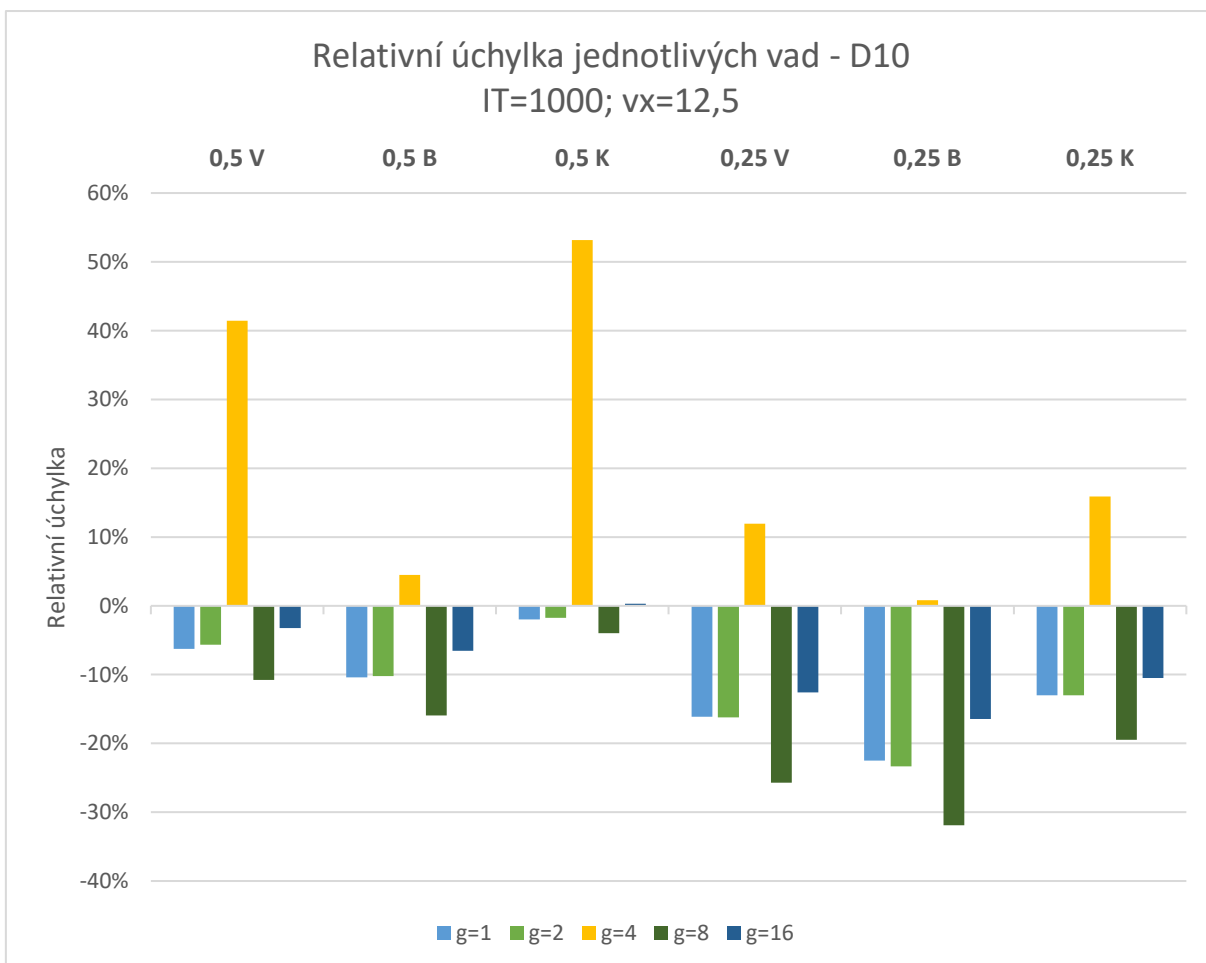
Graf 21 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s integračním časem 1000 ms při různých zesíleních detektoru – etalon D10

Podobně jako v předchozích kapitolách se potvrzuje trend, kdy (až na výjimku v případě nastavení zesílení 4) jsou defekty větších objemů měřeny s vyšší přesností, než defekty méně objemné – vizte Graf 22. Výrazně vyšší relativní úchylka od referenčních hodnot v případě zesílení 4 může být vysvětlena buďto nevhodnou kombinací parametrů degradujících výsledný obraz, nebo nevhodnou volbou mezního kritéria stupňů šedi (thresholdu) pro analýzu porozity. S nejvyšší pravděpodobností je příčinou vzniku chyby kombinace obou zmíněných faktorů, kdy navzdory systematicky stejnému postupu volby hodnoty thresholdu byly hodnoty stupňů šedi v obraze distribuovány nevhodně vzhledem k hodnotě thresholdu nevhodně. Analýza v tomto případě „přiřadila“ větší počet voxelů, než měla, na stranu defektu.

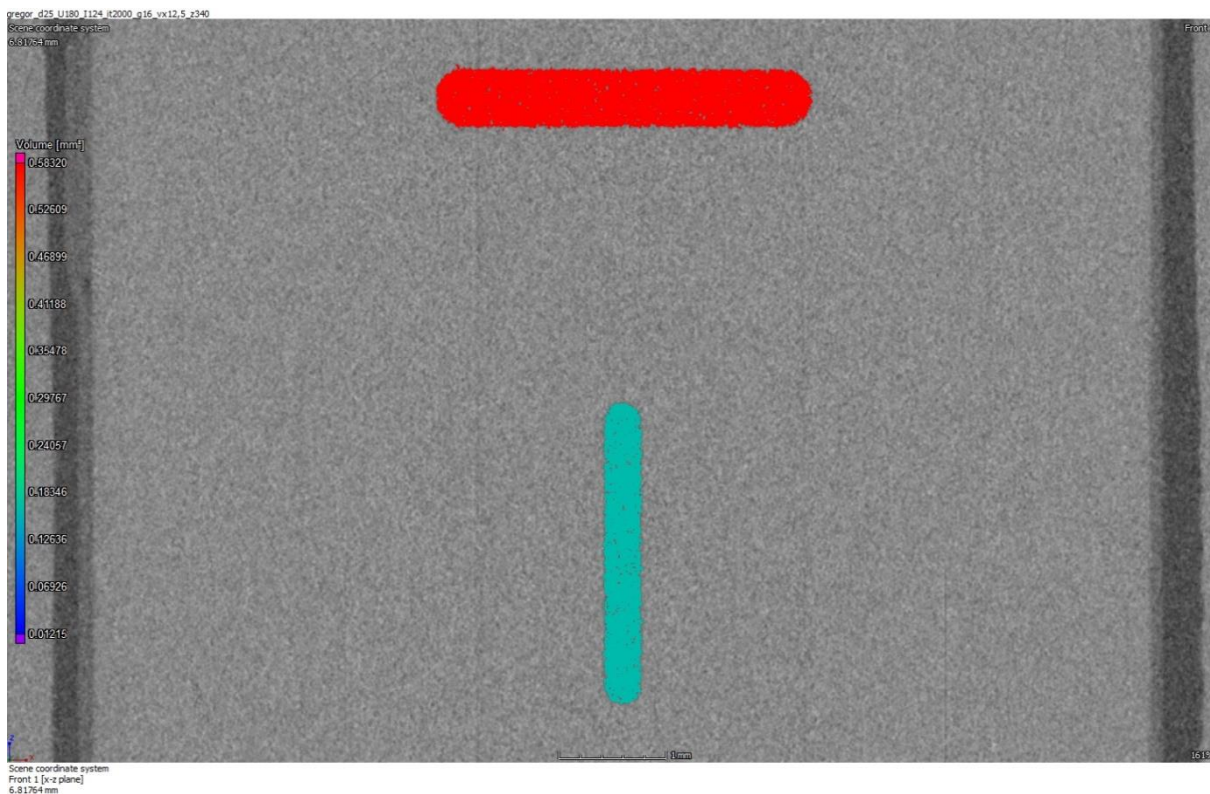


Graf 22 - Průměrné relativní úchylky jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s integračním časem 1000 ms při různých zesíleních detektoru – etalon D10

Relativní úchylky objemů jednotlivých vad od referenčních hodnot jsou zobrazeny na následujícím grafu. Většina úchylek je v tomto případě orientována k záporným hodnotám, což znamená, že byl skutečný objem defektu větší než objem určený analýzou porozity. Obrázek 68 ukazuje případ, kdy jsou některé voxely z objemu defektu chybně přiřazeny k objemu materiálu.

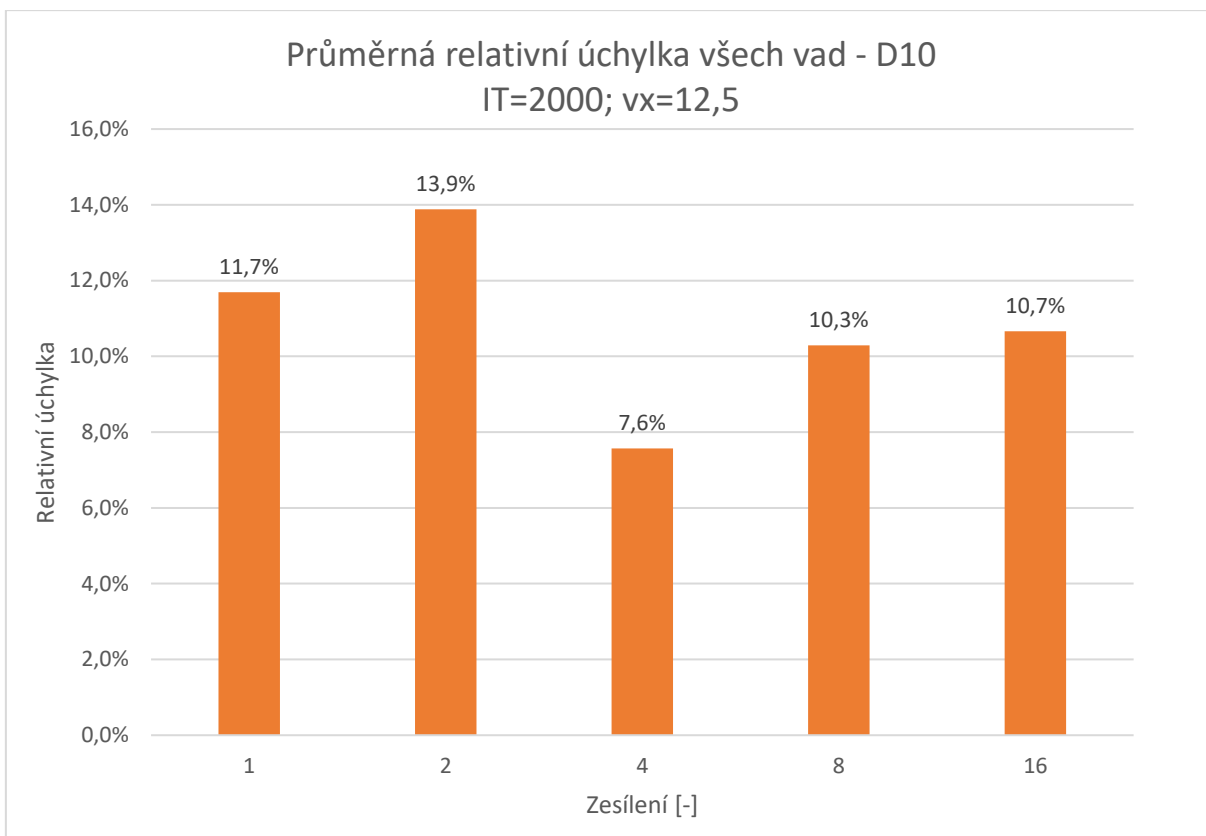


Graf 23 - Relativní úchylky jednotlivých vad pro měření s integračním časem 1000 ms při různých zesíleních detektoru – etalon D10



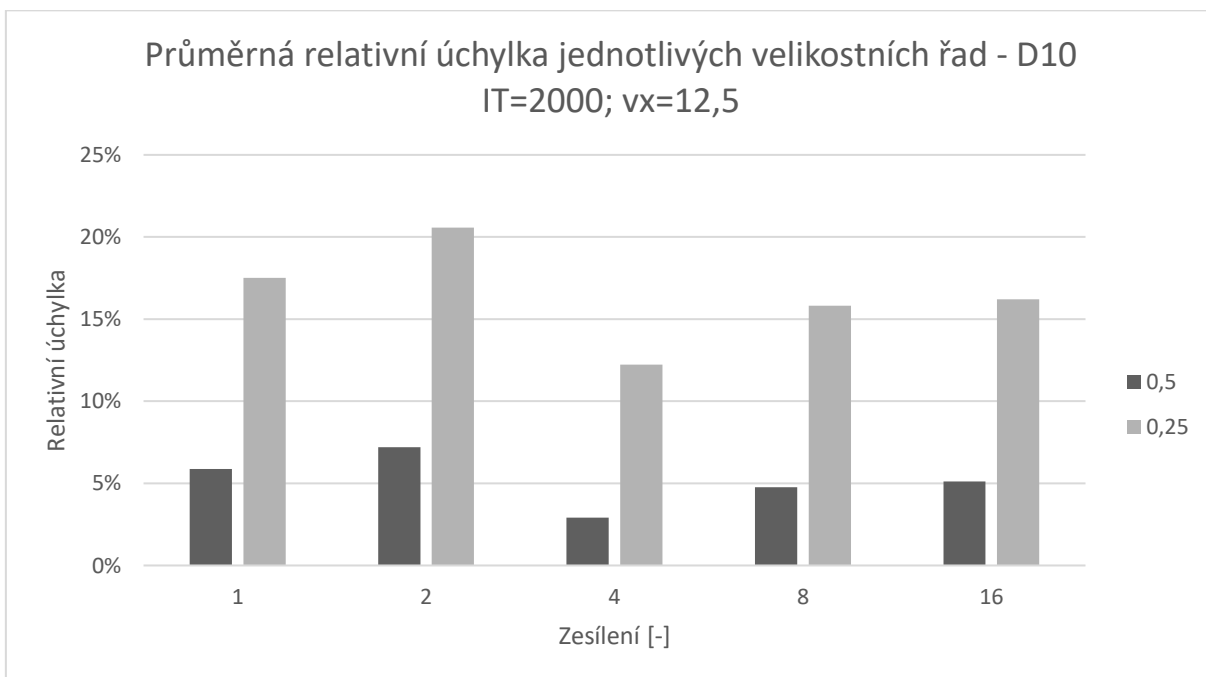
Obrázek 68 - Chybné přiřazení voxelů analýzou porozity vedoucí k nepřesnosti měření

Odlíšná situace nastává při zvýšení integračního času na dvojnásobek **2000 ms**. V tomto případě je dosahováno nejvyšší přesnosti při výrazně nižší hodnotě zesílení, a sice při hodnotě 4, jak ukazuje Graf 24. Tento rozdíl oproti předešlému případu lze vysvětlit teorií, která již byla naznačena v úvodu kapitoly. Optimální kombinace sledovaných parametrů se v tomto případě posouvá k nižší hodnotě zesílení signálu, neboť za optimální distribucí stupňů šedi v obraze (vzhledem k následnému hodnocení pomocí analýz porozity) stojí v první řadě množství vnesené energie do konkrétního snímku, které je úměrné délce integračního času. Až v druhé řadě vstupuje do procesu tvorby obrazu na detektoru zesílení signálu. Při nižších (1; 2) a vyšších (8; 16) hodnotách zesílení je tak zvýrazňována suboptimální obrazová informace, a výsledky analýzy porozity jsou proto horší. Srovnání obrazových dat při měření s pouhým rozdílem v integračním čase je uvedeno v Příloze 3.



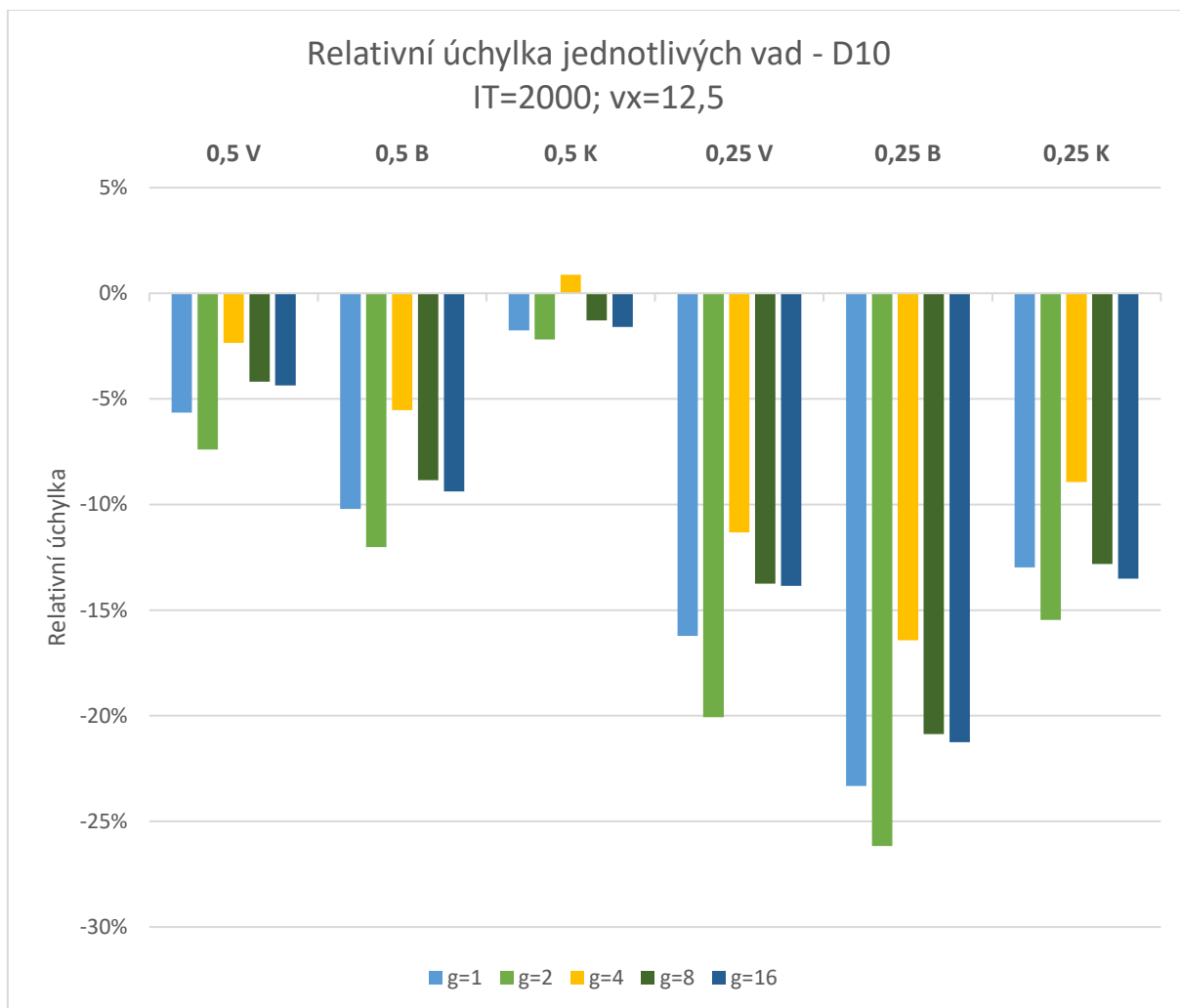
Graf 24 - Průměrné relativní úchylky všech vad pro měření s integračním časem 2000 ms při různých zesíleních detektoru – etalon D10

Níže uvedený graf opět potvrzuje, že objemy větších velikostních řad defektů jsou stanoveny s vyšší přesností než objemy menších velikostních řad defektů.



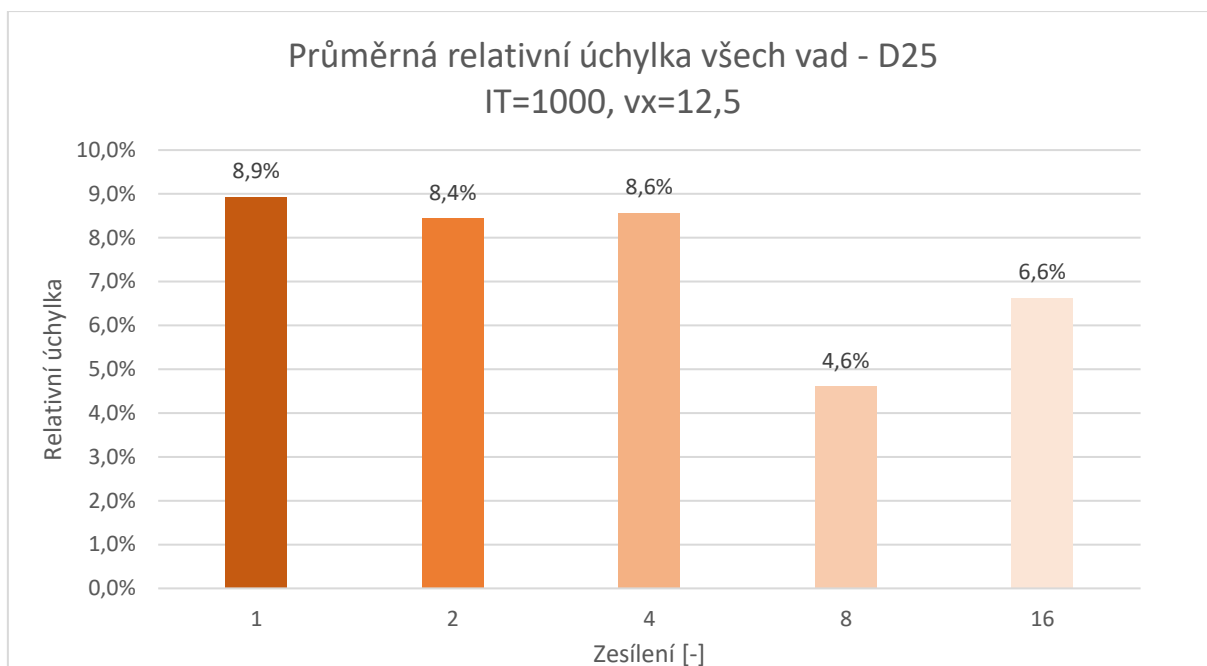
Graf 25 - Průměrné relativní úchylky jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s integračním časem 2000 ms při různých zesíleních detektoru – etalon D10

V rámci jednotlivých velikostních kategorií vad (0,5 a 0,25) jsou potom nejpřesněji stanoveny hodnoty objemů nejobemnějších vad – vad kolmých na osu (popisek K). Naopak největší úchytky jsou zaznamenány u nejmenších z trojice vad dané kategorie, a sice u vad bodových (popisek B) - vizte následující Graf 26.



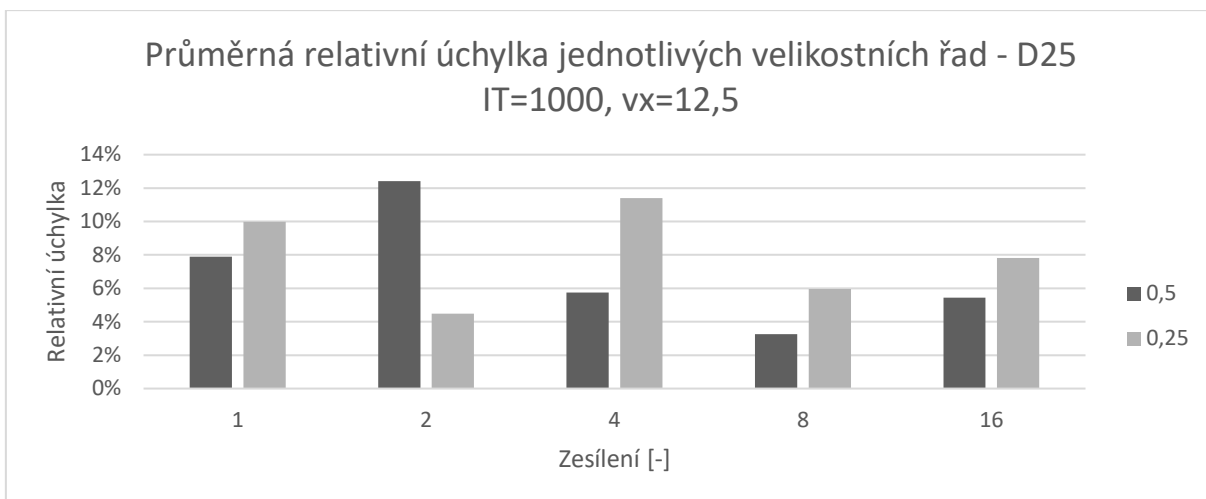
Graf 26 - Relativní úchytky jednotlivých vad pro měření s integračním časem 2000 ms při různých zesíleních detektoru – etalon D10

Vazba mezi parametry integračního času a zesílení popsaná v případě etalonu D10 má obdobný charakter i v případě **etalonu D25**. Optimální hodnota zesílení je vzhledem k výsledkům analýzy porozity vyšší v případě nižšího integračního času (8 pro $IT = 1000$ – vizte Graf 27) a nižší v případě vyššího integračního času (4 pro $IT = 2000$ – vizte Graf 30). Při pohledu na celkové velikosti relativní úchylek napříč všemi hodnotami zesílení, jsou úchytky při měření etalonu D25 nižší. Důvodem v tomto případě není odlišnost ve fungování detektoru, ale s největší pravděpodobností hodnoty parametrů definující energii záření. Pro možnost porovnání byly pro měření obou průměrů etalonu nastaveny stejné velikosti napětí a proudu. Větší nepřesnost měření u etalonu D10 tak byla způsobena volbou vyšší než optimální hodnoty energie záření pro danou tloušťku materiálu.



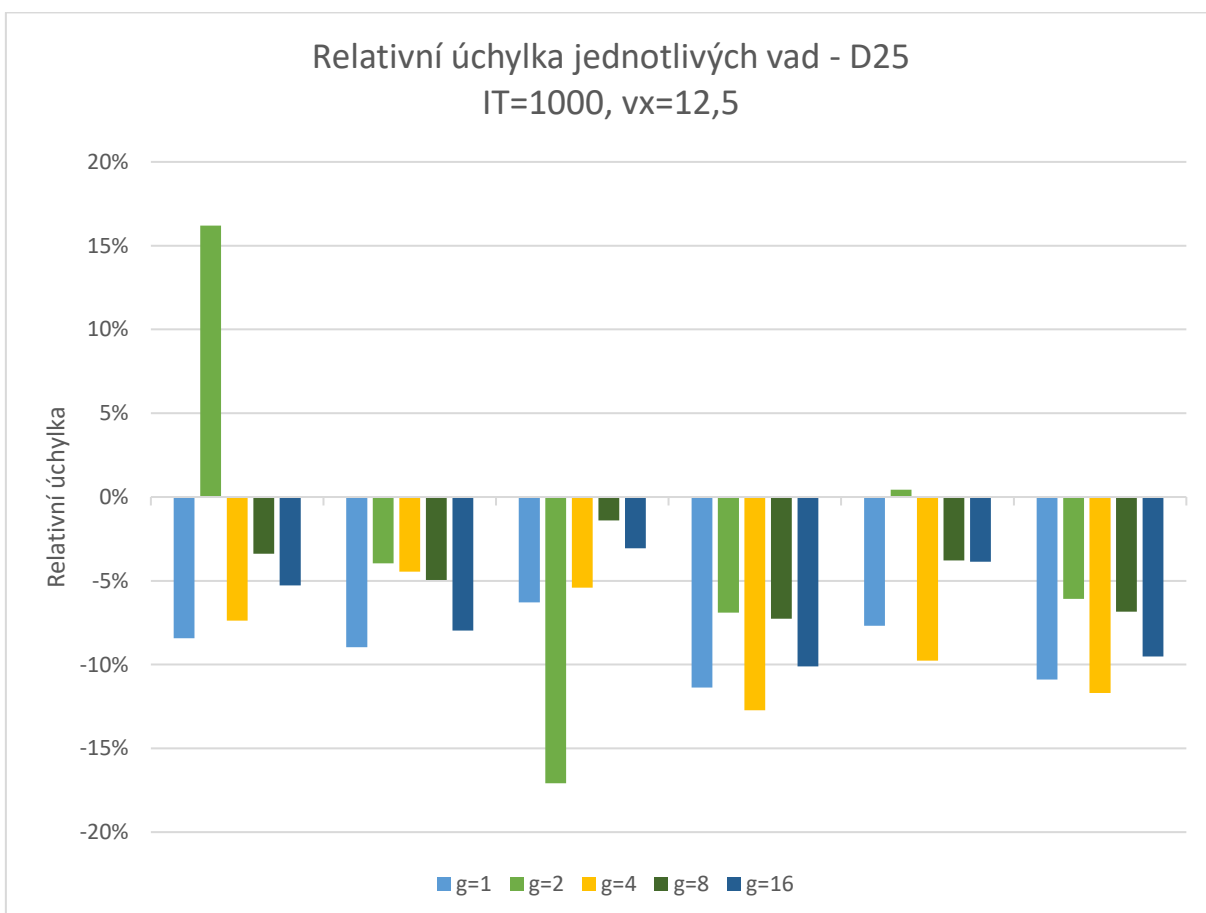
Graf 27 - Průměrné relativní úchylnky všech vad pro měření s integračním časem 1000 ms při různých zesíleních detektoru – etalon D25

Při měření etalonu D25 však v porovnání s etalonem D10 není optimální kombinace integračního času a zesílení jednoznačná napříč velikostními řadami vad. Jak je možné vidět na níže uvedeném grafu, jednotnost hodnocení velikosti jednotlivých defektů je narušena při měření se zesílením rovným hodnotě 2, kdy se defekty většího objemu (0,5) odchylnují od referenčních hodnot výrazněji, než méně objemné defekty (0,25). Příčinu nejednotnosti chování lze pravděpodobně nalézt v procesu zpracování obrazových dat v rámci analýzy porozity, kdy algoritmus při dané kombinaci stupňů šedi (podobně jako u etalonu D10, v případě měřicích podmínek, které popisuje Graf 22) přiřadí výrazně více voxelů z materiálu na stranu defektu, a vada se tak jeví výrazně objemnější, než ve skutečnosti je.



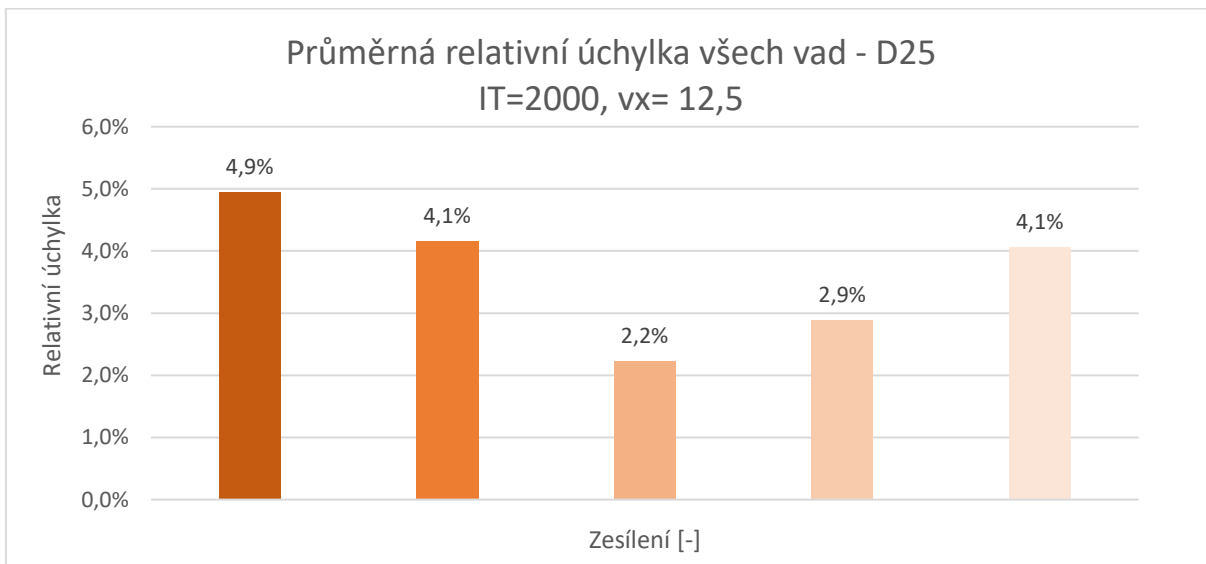
Graf 28 - Průměrné relativní úchylnky jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s integračním časem 1000 ms při různých zesíleních detektoru – etalon D25

Na následujícím grafu lze pozorovat další odlišnost od měření etalonu D10. Bodové vady v tomto případě, ačkoli jsou z trojice vad rámci jedné velikostní kategorie nejméně objemné, nedosahují výrazně vyšších relativních úchylek než ostatní vady. Vysvětlení tkví opět s největší pravděpodobností ve fungování algoritmu analýzy porozity. Podobně potom v případě měření s integračním časem 2000 ms, vizte graf Graf 32.



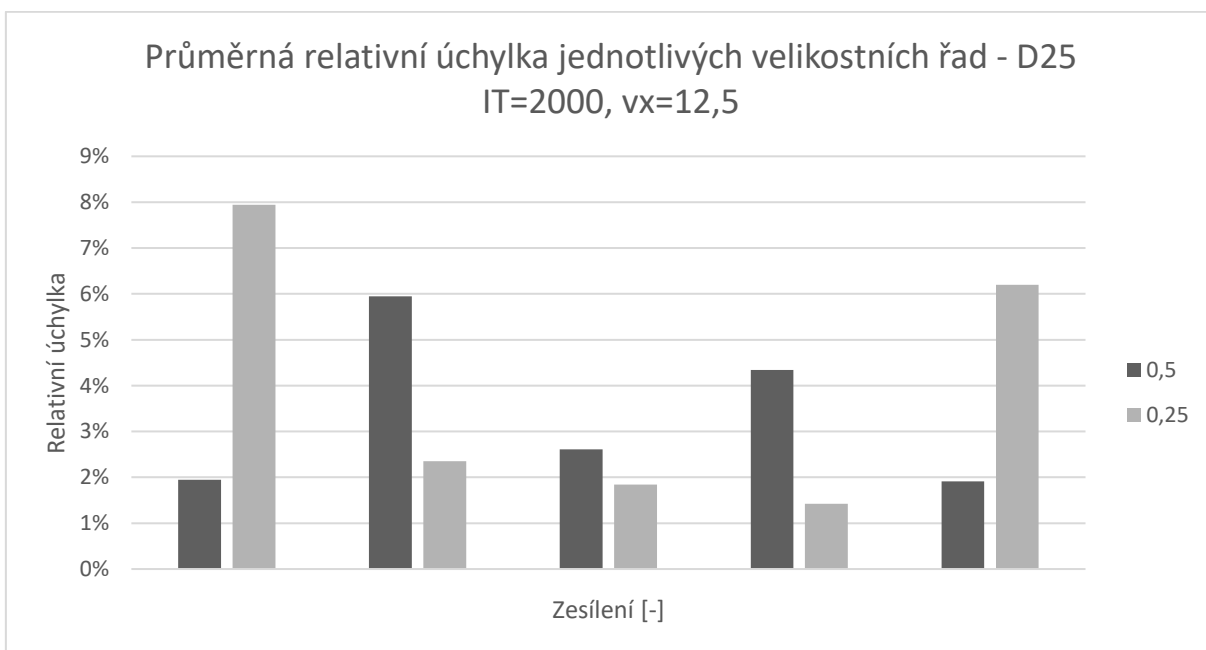
Graf 29 - Relativní úchylnky jednotlivých vad pro měření s integračním časem 1000 ms při různých zesíleních detektoru – etalon D25

Jak již bylo zmíněno, nejvyšší kvality hodnocení porozity je dosahováno v kombinaci s integračním časem rovným 2000 ms, kde i pro jiné než optimální velikosti zesílení, jsou úchyly objemů detekovaných vad menší než v případě měření s polovičním časem integrace. Průměrné relativní úchyly pro jednotlivá zesílení jsou pro integrační čas 2000 ms zachyceny v následujícím grafu.

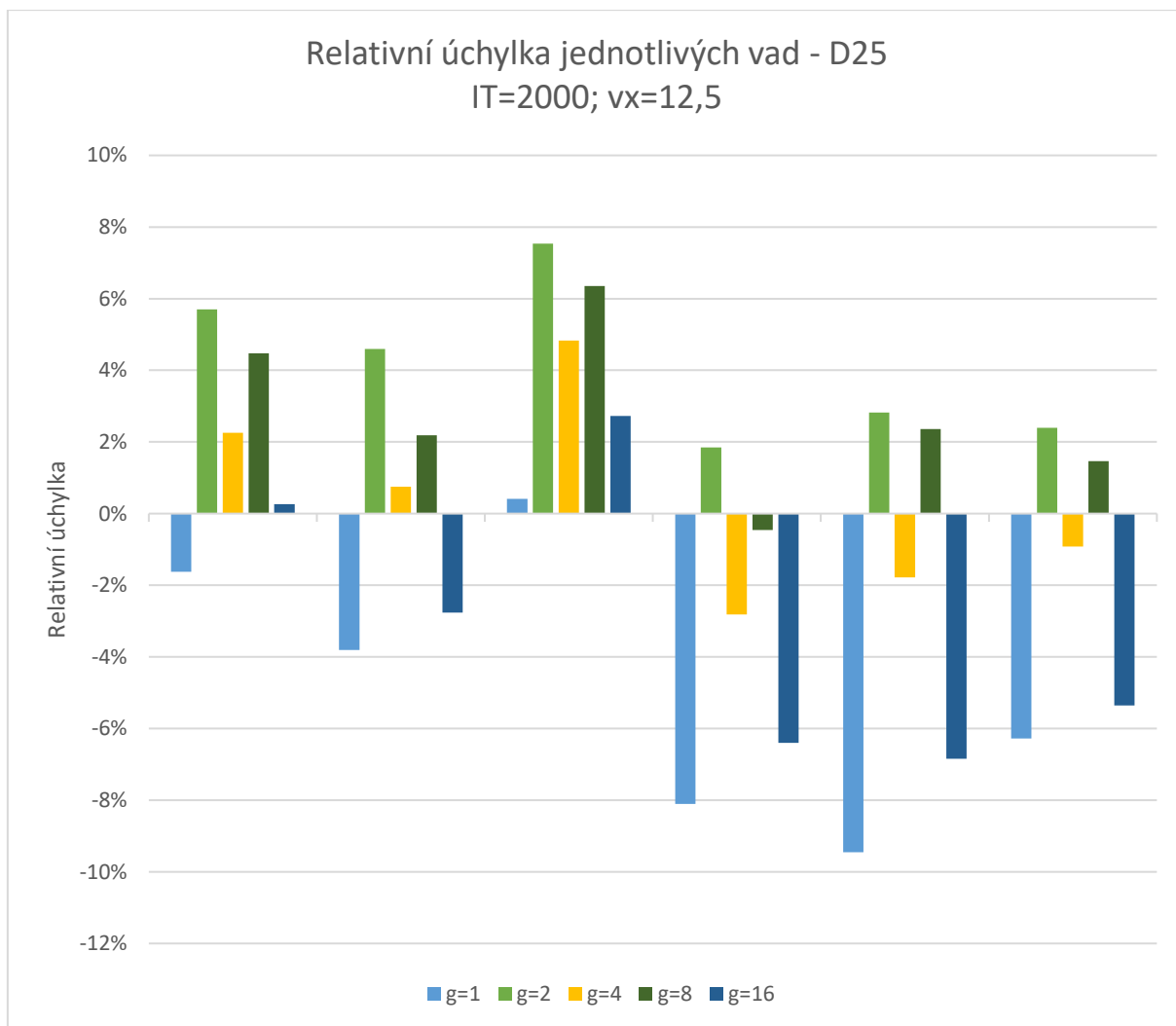


Graf 30 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s integračním časem 2000 ms při různých zesíleních detektoru – etalon D25

Oproti měření etalonu D10 je možné pozorovat další odlišnost, a sice u přesnosti měření vad jednotlivých velikostních skupin, která není zcela jednotná pro všechna zesílení. Příčin může být více, z toho většina z nich již byla výše popsána. Nejednotnost chování pravděpodobně pochází z procesu zpracování obrazových dat algoritmy analýzy porozity, kde se optimální podmínky pro vyhodnocení liší pro menší a větší objemy vad.



Graf 31 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s integračním časem 2000 ms při různých zesíleních detektoru – etalon D25



Graf 32 - Relativní úchylky jednotlivých vad pro měření s integračním časem 2000 ms při různých zesíleních detektoru – etalon D25

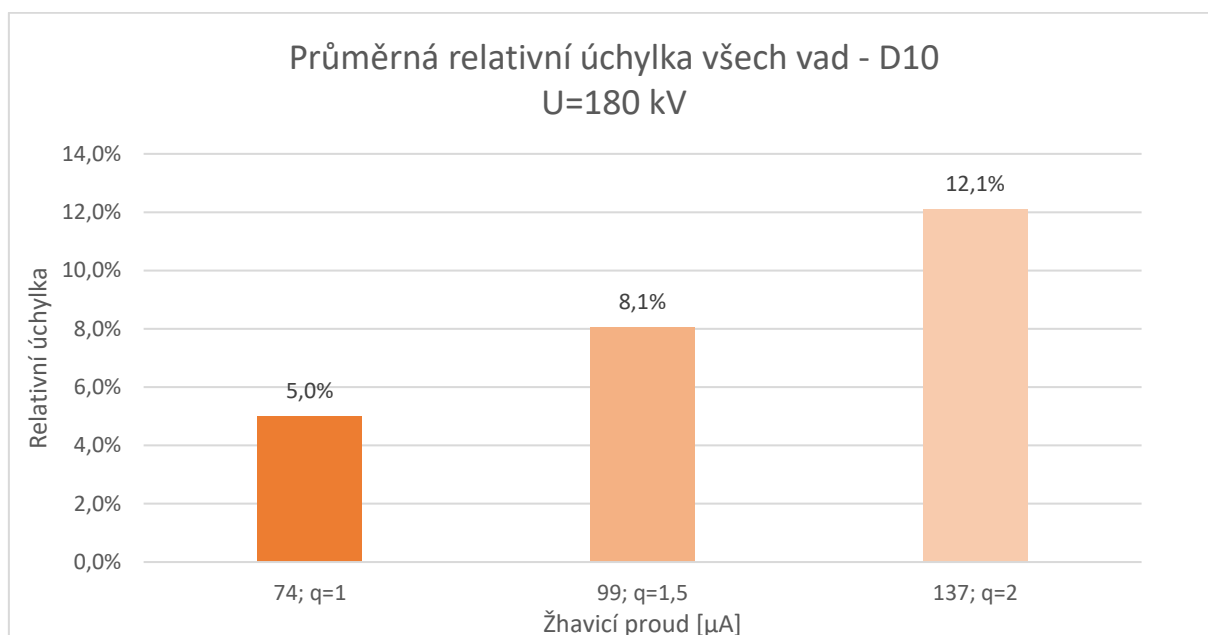
Zcela specifický charakter mělo měření etalonu D50, kde nebylo možné dosáhnout při velikosti voxelu $12,5 \mu m$ dostatečně vysoké kvality obrazu, aby analýza porozita našla vůbec nějaké defekty. Pouze při nastavení maximálního času integrace $2000 ms$, zesílení 1 a výrazně vyšší než doporučené velikosti katodového proudu, bylo možné dosáhnout podmínek, kdy analýza porozity dvě největší velikostní řady defektů rozeznala. Kombinace vysokého času integrace společně s nízkým zesílením je při měření etalonu vyšších tloušťek vhodná, neboť obraz není vlivem vysoké hodnoty času integrace přexponován (dostatek energie záření je pohlcen materiálem) a šum vznikající v obraze není zvýrazněn vyššími hodnotami zesílení.

8.2.3 Vliv energie záření

Parametry definující spektrum a intenzitu rentgenového svazku, a sice urychlovací napětí a žhavicí proud, lze označit za parametry, které jsou zcela zásadní pro samotnou možnost vyhodnotit porozitu při měření na výpočetním tomografu. Klíčové jsou zejména proto, protože právě dostatečné prozáření měřeného dílu má největší vliv na výslednou úroveň kontrastu v rekonstruovaném obraze. Algoritmy analýz porozity jsou ve většině případů postaveny právě na rozlišení kontrastu a rozhodnutí, zda budou jednotlivé voxely označeny jako materiál, nebo jako defekt. Vedle kontrastu ovlivňuje energie záření také, byť v menší míře, úroveň přítomnosti šumu v obraze a dosahované rozlišení. Úroveň šumu je závislá na velikosti urychlovacího napětí, dosažitelné rozlišení se odvíjí od velikosti ohniska definovaného velikostí žhavicího proudu.

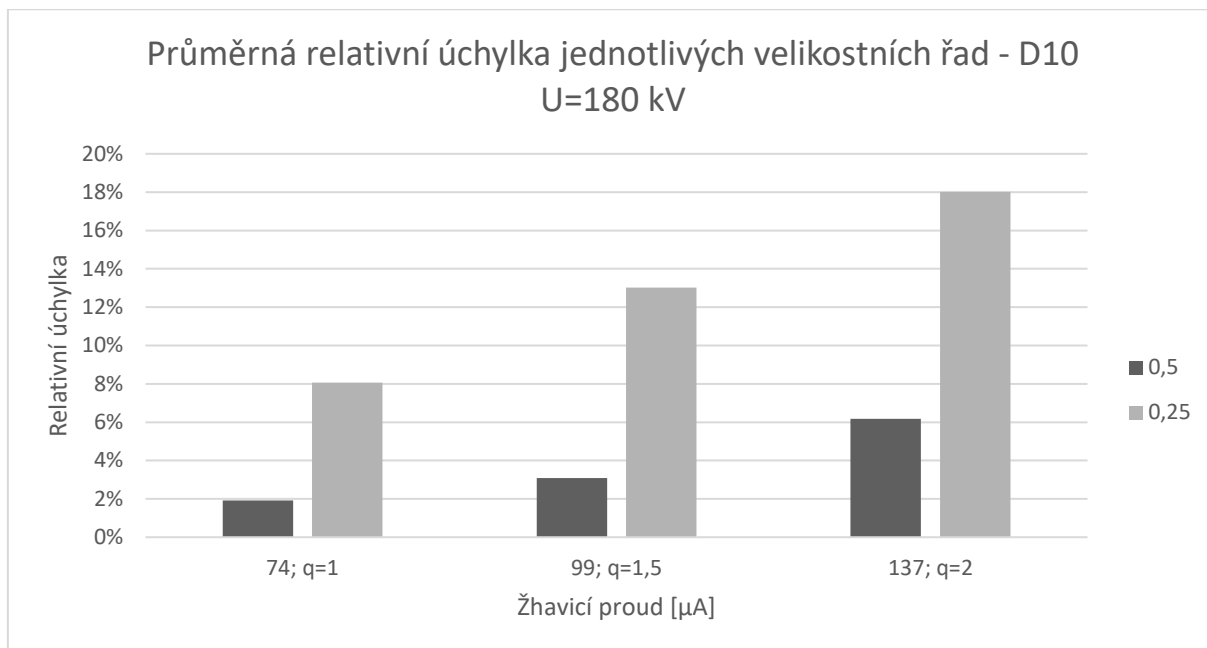
Pro dosažení maximální přesnosti při měření porozity je tak potřeba dávat zvláštní důraz na správnou volbu těchto stěžejních parametrů. Hledání optimálních kombinací napětí a proudu byla věnována podstatná část ze všech provedených měření, proto bylo nutné vybrat pouze ta měření, která pomohou nejlépe vystihnout vazbu mezi volbou parametrů těchto parametrů a výslednou přesností měření objemů vnitřních defektů. Ostatní měření, která s ohledem na rozsah a čitelnost práce nemohla být uvedena a okomentována přímo v tělu práce, jsou uvedena v samostatné příloze. Výpovědní hodnota práce však samozřejmě není absencí kompletního výčtu měření nijak poznamenána.

Všechna měření popisovaná v této kapitole byla za účelem zachycení co možná největšího detailu měřena s velkým zvětšením (zvětšením 16 x), a tedy s malou velikostí voxelu 12,5 μm . Důraz byl kladen výhradně na detailní sledování vlivu energie záření, vlivu velikosti voxelu je věnována nadcházející kapitola. Níže uvedený graf ukazuje podmínky kombinace urychlovacího napětí a proudu, které přinesly pro měření etalonu průměru 10 mm nejlepší výsledky. Jak již bylo popsáno v kapitole věnující se představení logiky experimentu, vedle uvedené hodnoty napětí je uveden také parametr q , který vyjadřuje poměr mezi velikostí spotu a velikostí voxelu. V tomto případě se jako nejlepší kombinace parametrů ukázala dvojice urychlovacího napětí rovna 180 kV a nejmenšího testovaného proudu 74 μA , od něž se odvíjí velikost spotu přibližně stejná jako velikost voxelu ($q = 1$).



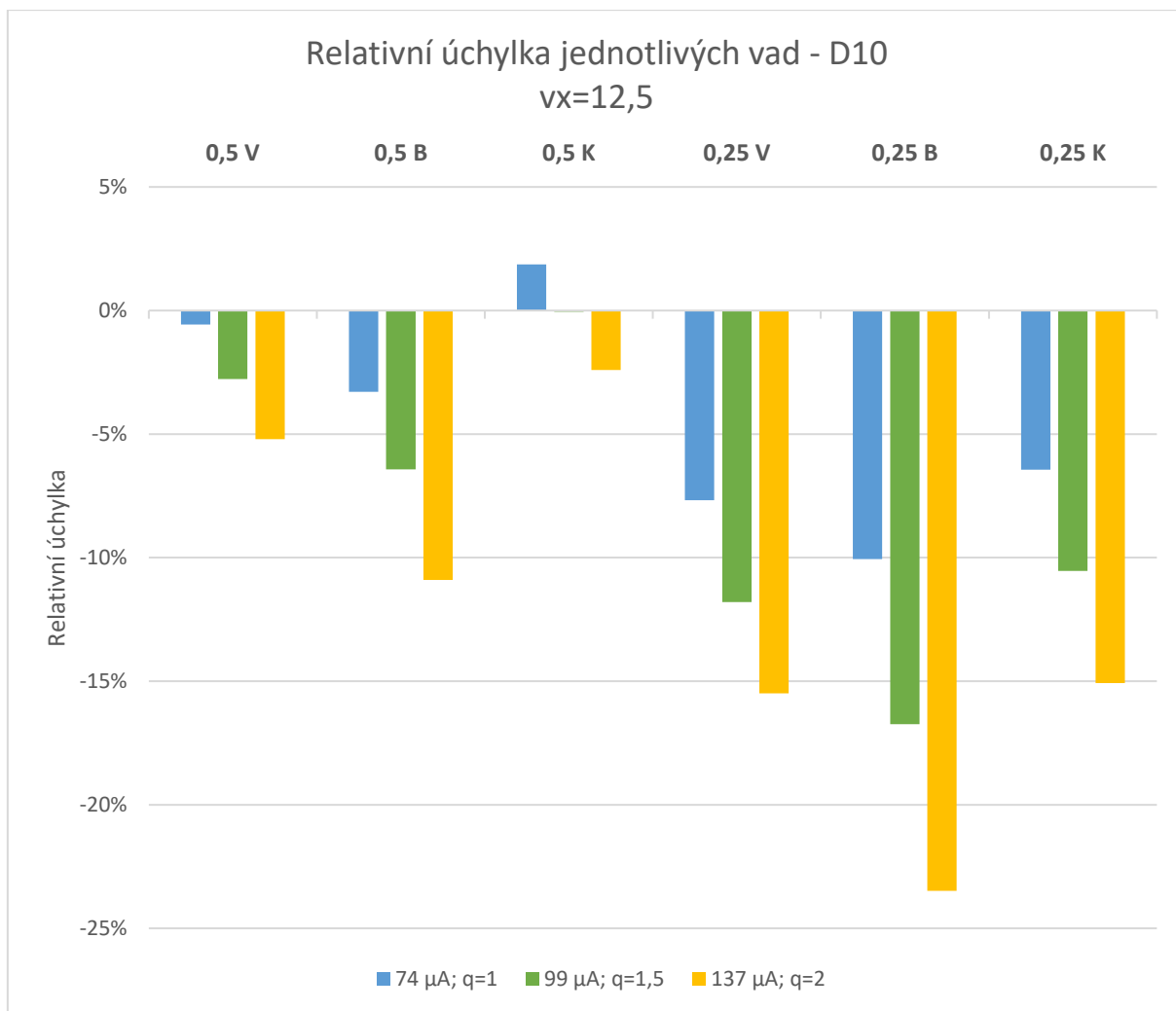
Graf 33 - Průměrné relativní úchylky všech vad pro měření s urychlovacím napětím 180 kV při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10

Úchylka vad větších objemů byla podobně jako u ostatních měření (až na výjimky) menší, jak potvrzuje Graf 34.



Graf 34 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s urychlovacím napětím 180 kV při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10

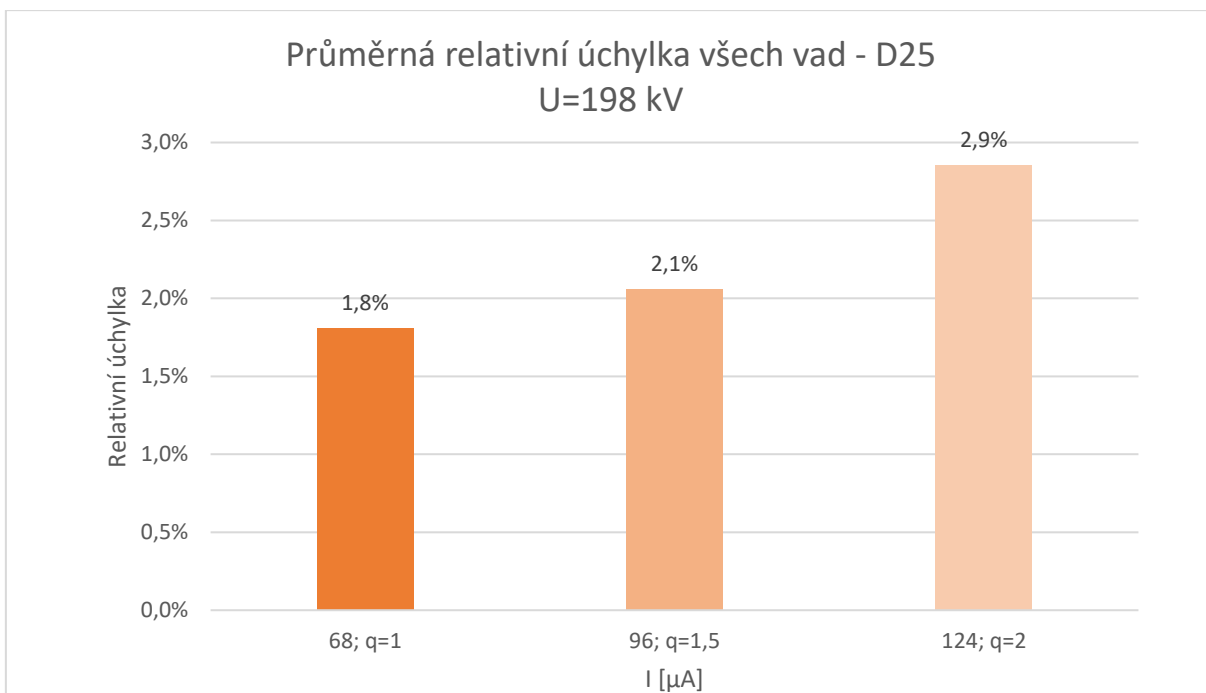
Z trojice vad v rámci jedné velikostní kategorie bylo dosahováno nejmenší přesnosti hodnocení objemu u bodových vad, které mají nejmenší objem. Úchyly jednotlivých vad od referenčních hodnot konkrétně popisuje následující graf. Je možné si povšimnout, že drtivě většině defektů byla analýzou porozity přiřazena menší, než skutečná velikost – opět způsobeno přiřazováním voxelů z objemu vady do objemu materiálu. Nedokonalost v přiřazování voxelů může způsobovat buď nevhodně zvolené kritérium hranice materiál/defekt na základě hodnoty stupně šedi, nebo, což je spíše pravděpodobné v tomto případě, přítomnost šumu v obraze. Jednotlivé zašuměné voxely potom mají jinou, než skutečnou hodnotu stupně šedi a jsou tak proto přiřazovány mylně. Přítomnost vyšší míry šumu je možné pozorovat už v rámci vyhodnocení obrazových dat – vizte příklad v Příloze 3.



Graf 35 - Relativní úchylky jednotlivých vad pro měření s urychlovacím napětím 180 kV při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10

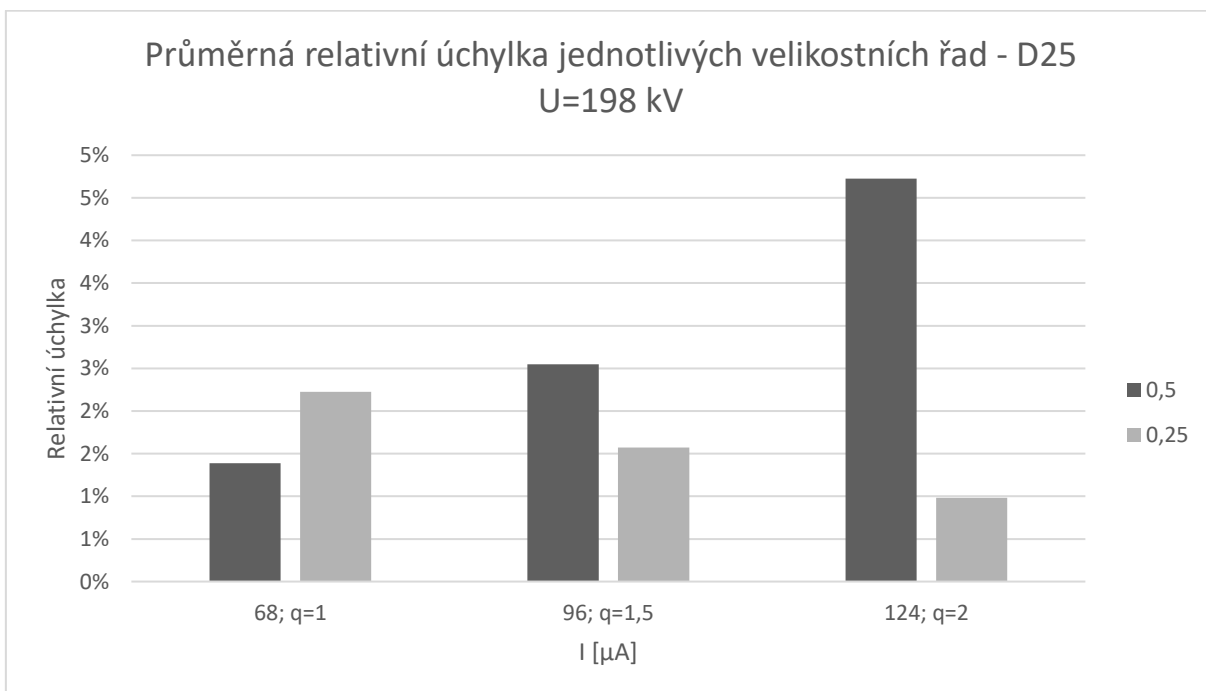
Pokud by měly být nalezené optimální parametry srovnány s doporučením od výrobce, bylo by dosaženo absolutní shody. Za předpokladu, že je příručka doporučených parametrů pro měření na daném zařízení vytvořena za účelem obecných doporučení orientovaných spíše na dosahování vysoké přesnosti při kontrole rozměrů, je možné tvrdit, že v případě dílů malé tloušťky stěny není podstata měření prováděného za účelem kontroly vnitřních vad výrazně odlišná. To nicméně není možné potvrdit v případě měření silnějších dílů, jak bude ukázáno na výsledcích měření etalonu průměru 25 mm v následující části kapitoly.

Trendy sledované při měření **etalonu D25** jsou ve své podstatě podobné, jako u měření etalonu D10. Nejvyšší přesnosti měření porozity je dosaženo při nejmenší zvolené velikosti katodového proudu, jíž odpovídá velikost spotu téměř stejná, jako byla zvolená velikost voxelu ($q = 1$). Rozdíl je však v tom, že v tomto případě je hladina urychlovacího napětí zvolena vyšší o 10 % oproti hodnotě doporučené v návodu od výrobce. Tím se potvrzuje předpoklad, že pro měření porozity dílů větších tloušťek je vhodné měřit s vyšší energií záření při zachování nízké hodnoty parametru q . V porovnání s měřením etalonu D10 bylo v tomto případě dosaženo ještě nižších úchylek od referenčních hodnot. To znamená, že kombinace parametrů napětí a proudu se v tomto případě těsněji přiblížila k optimu – vizte Graf 36.

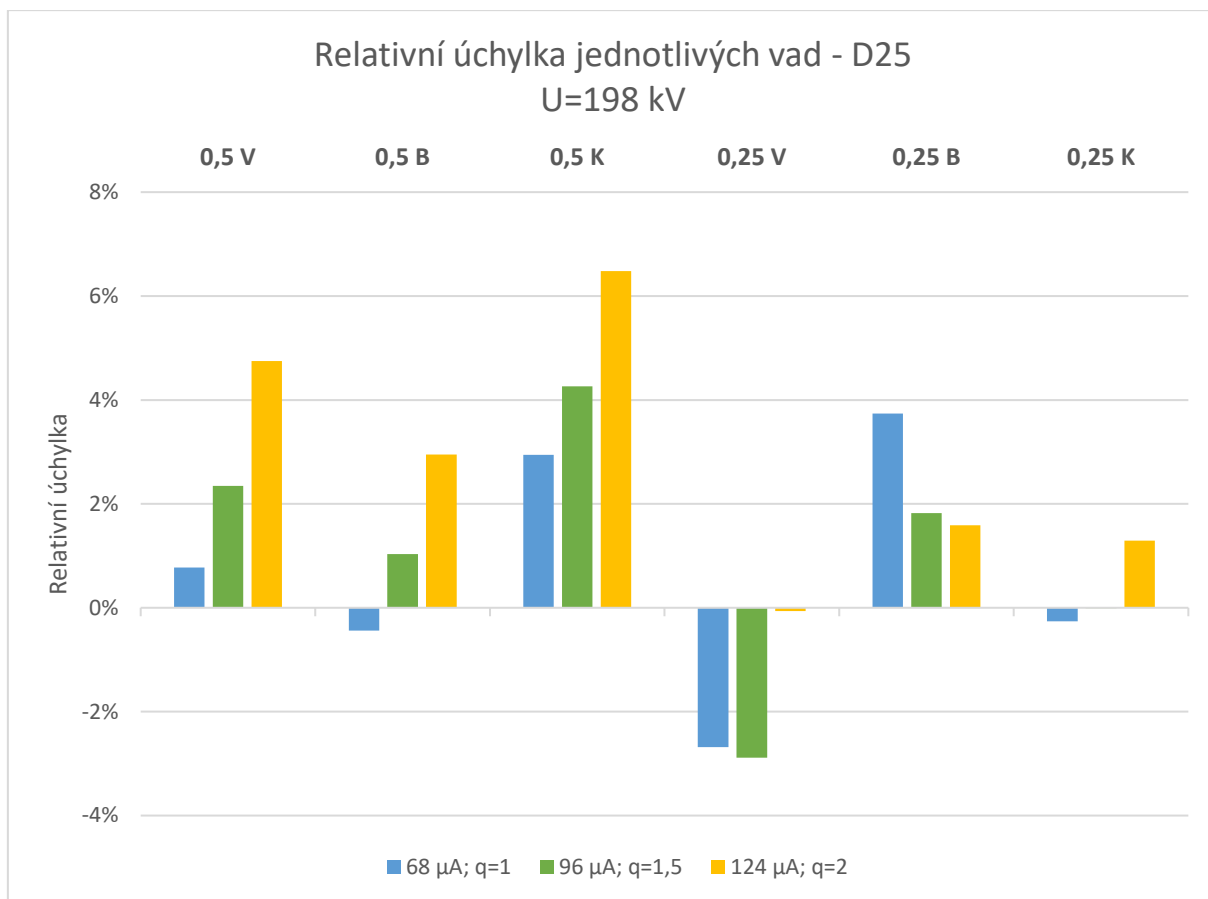


Graf 36 - Průměrné relativní úchylnky všech vad pro měření s urychlovacím napětím 198 kV při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25

Nejednotný trend pozorovatelný v grafu níže, kdy jsou úchylnky defektů z větších velikostních kategorií, lze opět s největší pravděpodobností přiřadit vlivu šumu v obraze a volbě hodnotě thresholdu pro analýzy porozity. Jednotlivé velikosti vad zobrazuje Graf 38.



Graf 37 - Průměrné relativní úchylnky jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s urychlovacím napětím 198 kV při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25



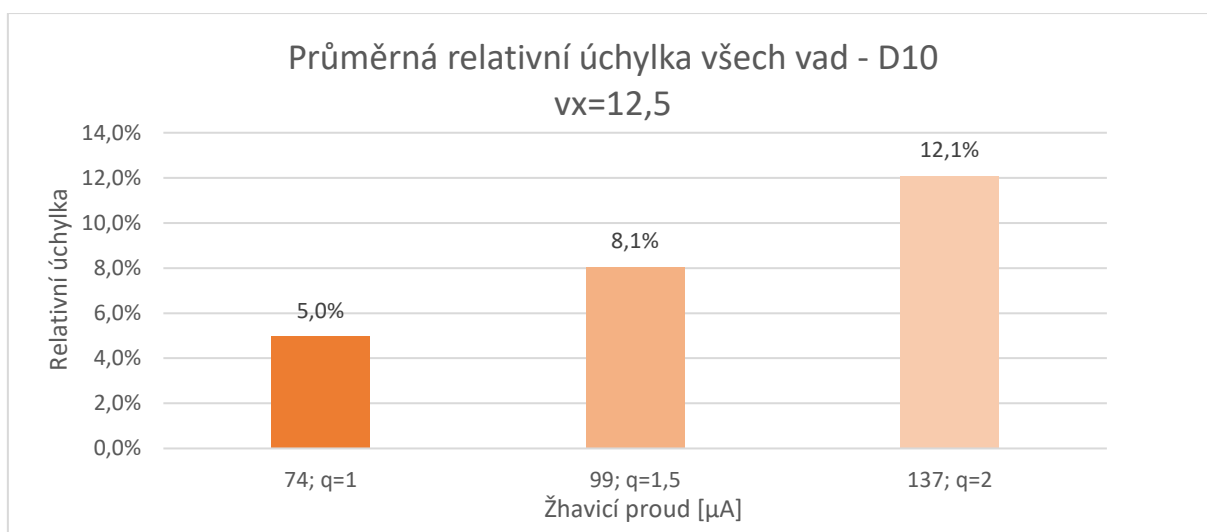
Graf 38 - Relativní úchylky jednotlivých vad pro měření s urychlovacím napětím 198 kV při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25

Měření etalonu tloušťky 50 mm bylo realizováno za stejných podmínek zvětšení ($vx = 12,5 \mu m$) jako ostatní měření etalonů menších tlouštěk. V tomto případě však došlo ke vzniku konfliktu mezi mírou efektivního prozáření a velikostí spotu. Aby mohl být etalon D50 efektivně prozářen, bylo potřeba zvýšit hodnoty urychlovacího napětí. Nicméně velikost proudu (limitovaná velikostí spotu v poměru k malé velikosti voxelu) nebyla pro efektivní prozáření dostačující – záření nemělo dostatečnou intenzitu. Proto byly skeny získané při měření s hodnotami žhavicího proudu úměrnými $q = \{1; 1,5; 2\}$ nedostatečně kontrastní a analýza porozity tak nebyla schopna detekovat žádné defekty. Při dalším zvyšování žhavicího proudu nehledě na výrazný nepoměr velikosti spotu k velikosti voxelu ($q = 2,5$) však bylo dosaženo takové kvality obrazu, která vedla k úspěšnému vyhodnocení analýzy porozity s překvapivě přijatelnými výsledky – celková průměrná úchylka všech vad se pohybovala kolem 5 %. Všechna měření včetně nastavení ostatních parametrů jsou uvedena v Příloze 4. Zde se znovu ukázal rozpor mezi doporučením od výrobce a skutečným měřením, což opět pouze potvrzuje existující odlišnost v přístupu k měření porozity a rozměrové analýze, byť realizovaných na totožném zařízení.

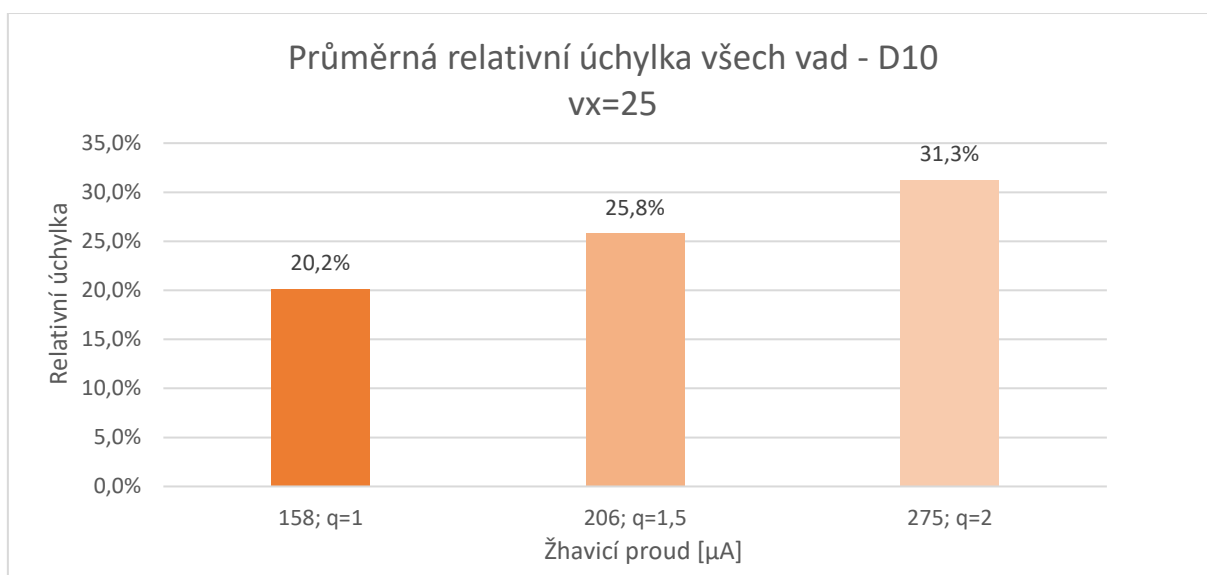
Další, přirozeně se nabízející otázkou, je, zda je tedy výkon zdroje RTG záření limitujícím faktorem při měření porozity dílů vyšších tlouštěk. Odpověď samozřejmě není jednoznačná – více energie, jak již bylo výše mnohokrát zmíněno, by do určité míry s jistotou zajistila lepší kontrastní vlastnosti obrazu, nicméně výrazný nárůst šumu v obraze spolu s neúměrnou velikostí spotu by výslednou přesnost měření pravděpodobně snížil. Jedním z možných řešení konfliktu mezi nedostatečnou energií záření a velikostí spotu, je zvyšování energie společně s velikostí voxelu. Tato problematika bude zhodnocena v následující kapitole.

8.2.4 Vliv velikosti voxelu

Jak již bylo vícekrát zmíněno, vliv velikosti voxelu na výslednou přesnost měření porozity není zcela jednoznačný. Přirozeně by se nabízela logika, že s větším zvětšením je možné zobrazit větší detail a stanovit tak objem vnitřních vad s větší přesností. Nicméně vzhledem ke konstrukci zdroje RTG záření je nutné pamatovat také na velikost ohniska na anodě (spotu), z nějž svazek paprsků vychází. Tento parametr totiž výrazně ovlivňuje skutečné rozlišení, kterého je možné dosáhnout. Proto nelze zcela osamostatnit parametry žhavicího proudu (který za velikost ohniska odpovídá) a velikosti voxelu, ale je potřeba je sledovat dohromady. Parametr velikosti voxelu mimo jiné ovlivňuje i celkovou dobu měření, neboť při použití menšího zvětšení, je možné menší část detektoru, čímž dojde k redukci objemu rekonstruovaných dat a čas měření je tím pádem nižší. Na parametr velikosti voxelu je vhodné nahlížet i z tohoto hlediska, je-li produktivita měření srovnatelně důležitým vedle přesnosti měření porozity.



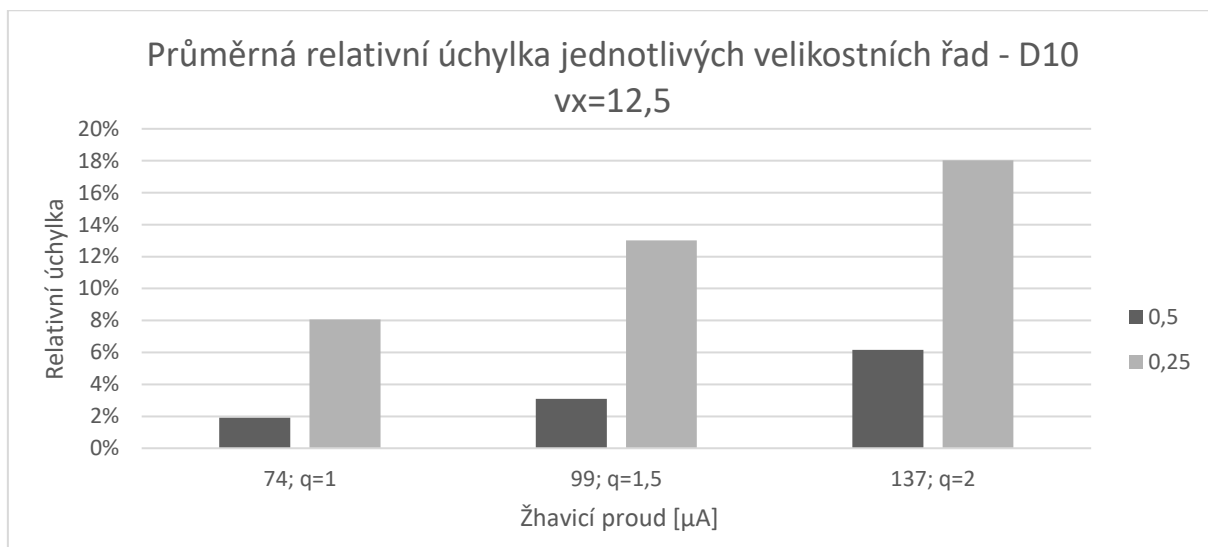
Graf 39 - Průměrné relativní úchylky všech vad pro měření s velikostí voxelu 12,5 μ m při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10



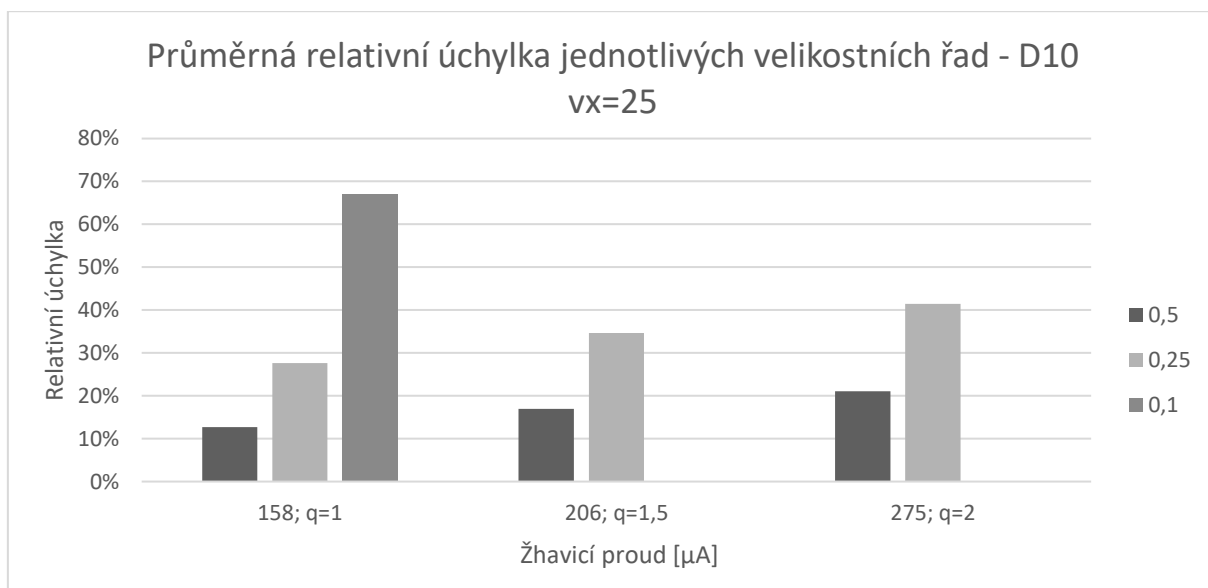
Graf 40 - Průměrné relativní úchylky všech vad pro měření s velikostí voxelu 25 μ m při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10

V případě měření dílů malých tlouštěk, kde není nutné pro efektivní prozáření dílu nastavovat vysoké hodnoty parametrů urychlovacího napětí a proudu, jsou výsledky zkoumání přesnosti měření porozity zcela očekávané. Je-li porovnán Graf 39 a Graf 33, je zřejmé, že při měření s větším zvětšením ($v_x = 12,5$) je dosahováno výrazně větší přesnosti než v případě měření s polovičním zvětšením ($v_x = 25$).

Jak pro měření s velikostí voxelu $12,5 \mu m$, tak pro měření s velikostí voxelu $25 \mu m$ platí, že přesnost vyhodnocení objemů vnitřních defektů je vyšší při hodnocení více objemných vad (vizte Graf 41 a Graf 42). V případě měření s velikostí voxelu rovné $25 \mu m$ však analýza rozeznala i nejmenší velikostní řadu vad hloubky $0,1 mm$ (Graf 42, vlevo). Ačkoli jsou úchyly od referenčních vad vysoké (50 – 70 %), jsou vady detekovatelné. Mohou totiž nastat případy, kdy je informace o přítomnosti vady důležitější než znalost přesné hodnoty jejího objemu.

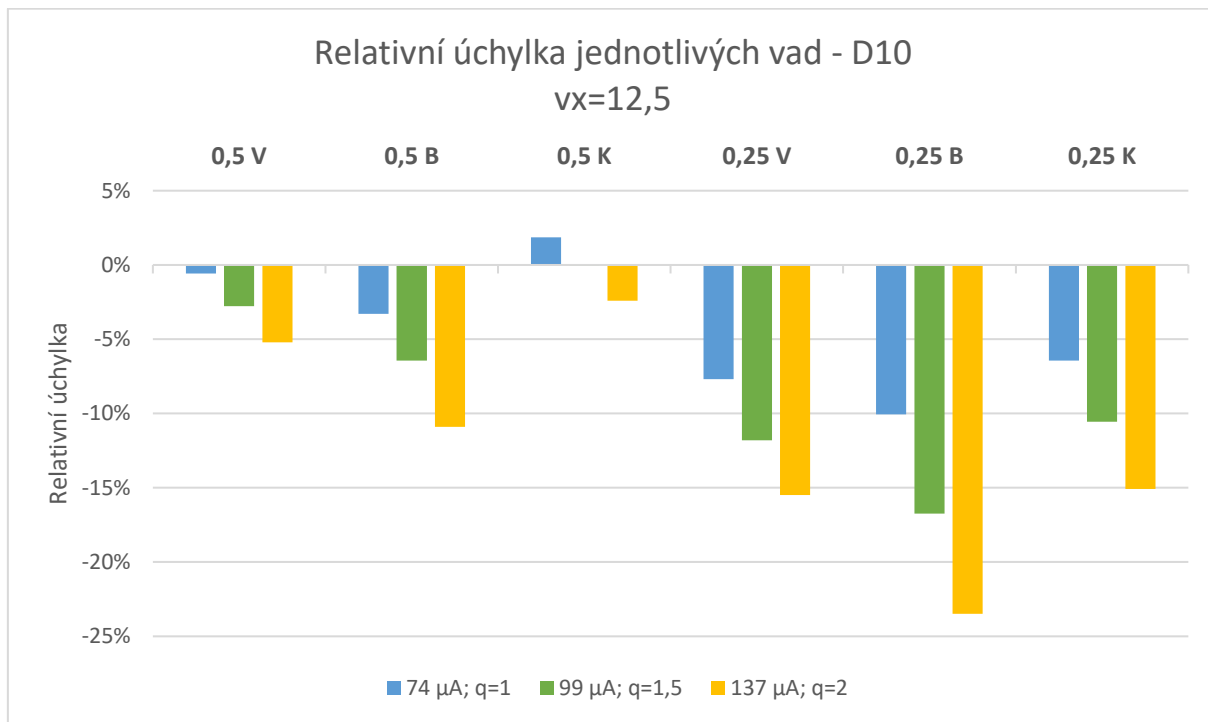


Graf 41 - Průměrné relativní úchylny jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s velikostí voxelu $12,5 \mu m$ při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10

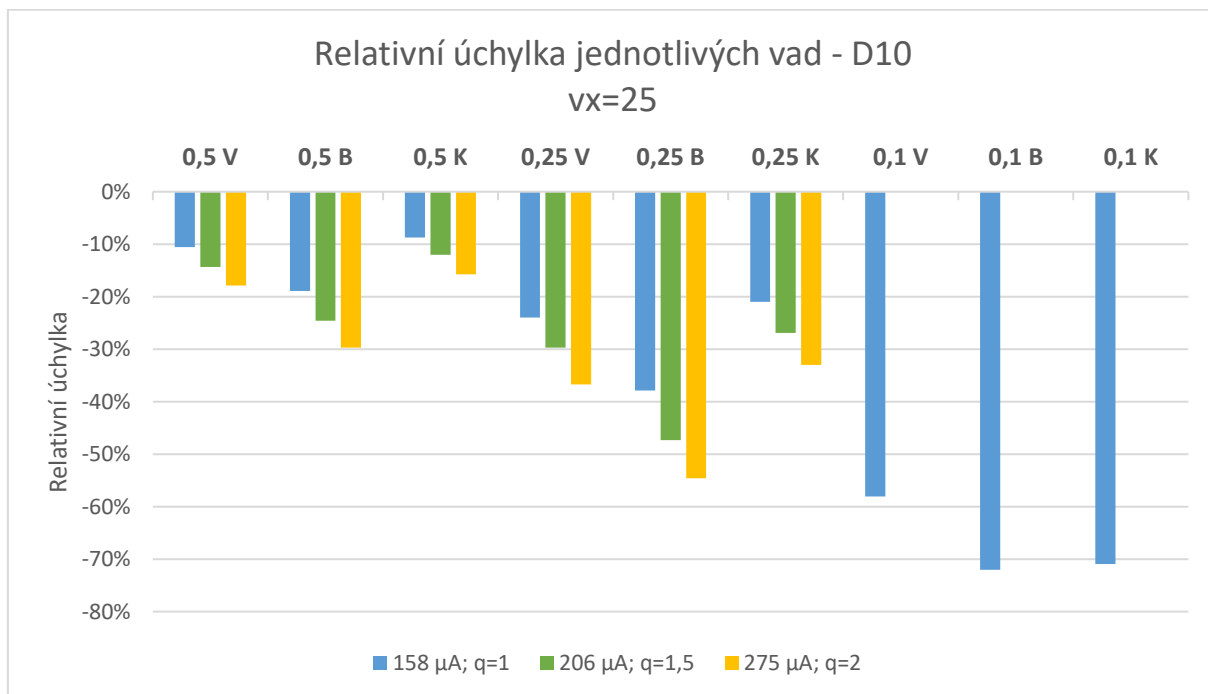


Graf 42 - Průměrné relativní úchylny jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s velikostí voxelu $25 \mu m$ při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10

Velikosti jednotlivých úchylek pro měření s velikostí voxelu $12,5 \mu\text{m}$ a $25 \mu\text{m}$ jsou znázorněny v následujících grafech. Rozdíly v měření s různou velikostí voxelu je možné pozorovat i při zpracování dat v analytickém softwaru. Vybraný příklad je možné vidět v Příloze 3.

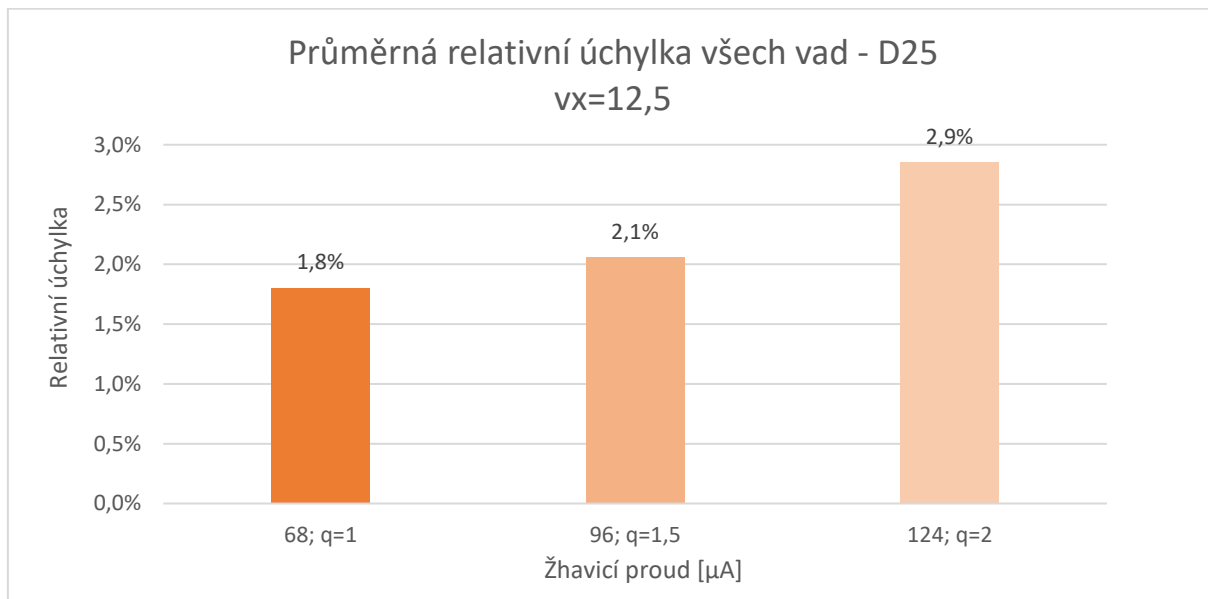


Graf 43 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro měření s velikostí voxelu $12,5 \mu\text{m}$ při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10

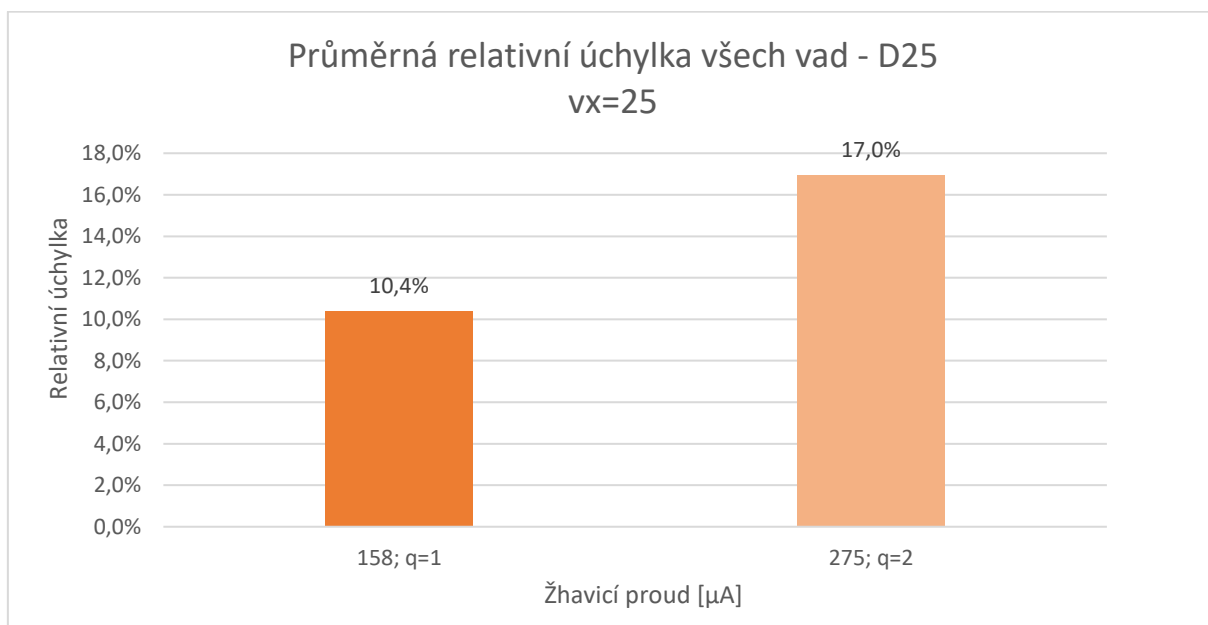


Graf 44 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro měření s velikostí voxelu $25 \mu\text{m}$ při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10

U měření **etalonu tloušťky D25** jsou sledované závislosti mezi velikostí voxelu a výslednou přesností měření porozity podobné jako v případě měření etalonu D10. Vyšší přesnosti je dosaženo při větším zvětšení ($vx = 12,5 \mu m$) – vizte Graf 45 a Graf 46.

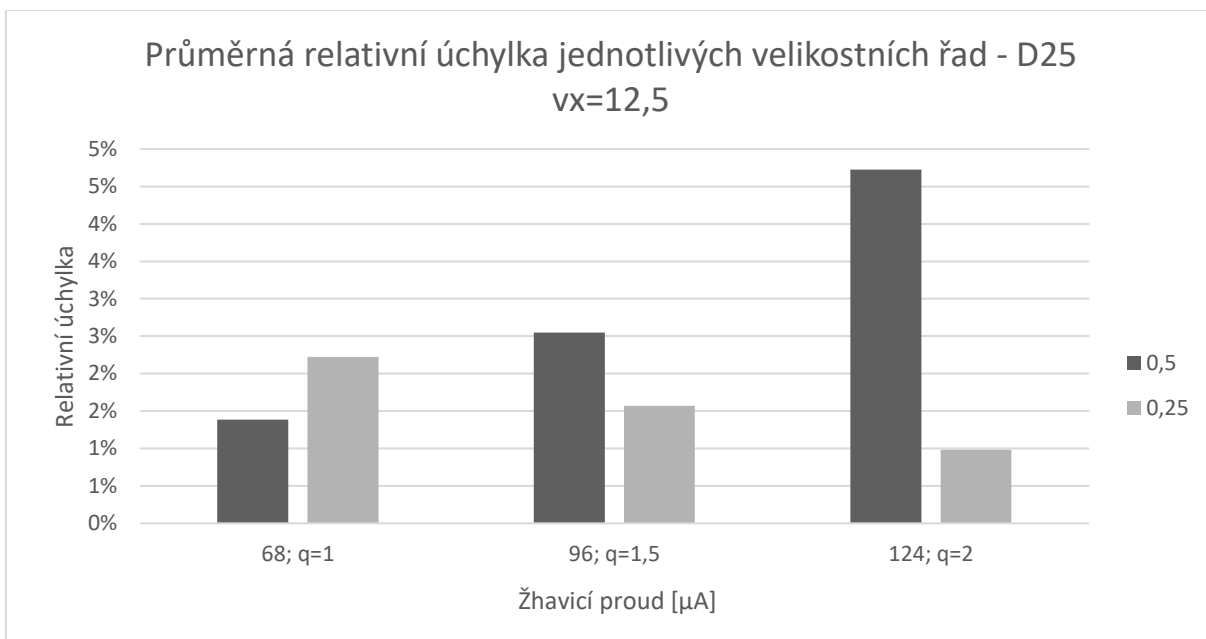


Graf 45 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s velikostí voxelu $12,5 \mu m$ při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25

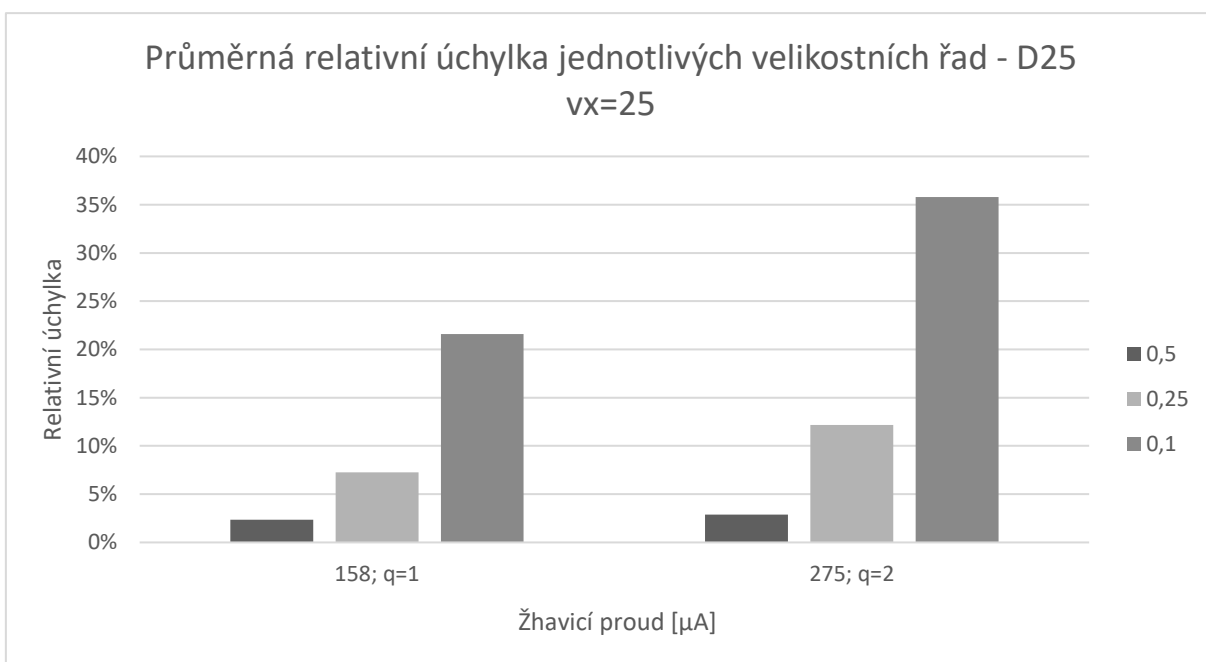


Graf 46 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s velikostí voxelu $25 \mu m$ při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25

Na druhou stranu, při měření s menším zvětšením ($vx = 25 \mu m$) je možné nasnímat i třetí velikostní řadu vad (0,1) v rámci jednoho skenu, neboť oblast skenování se vleze do plošného rozsahu detektoru. To může být v případě průmyslového měření zásadním faktorem, neboť provedení kontroly dílu v celém jeho objemu v rámci jediného skenu povede ve výsledku k celkovému snížení počtu měření. Průměrné relativní úchyly napříč velikostními vadami jsou znázorněny v následujících grafech pro obě použítá zvětšení.

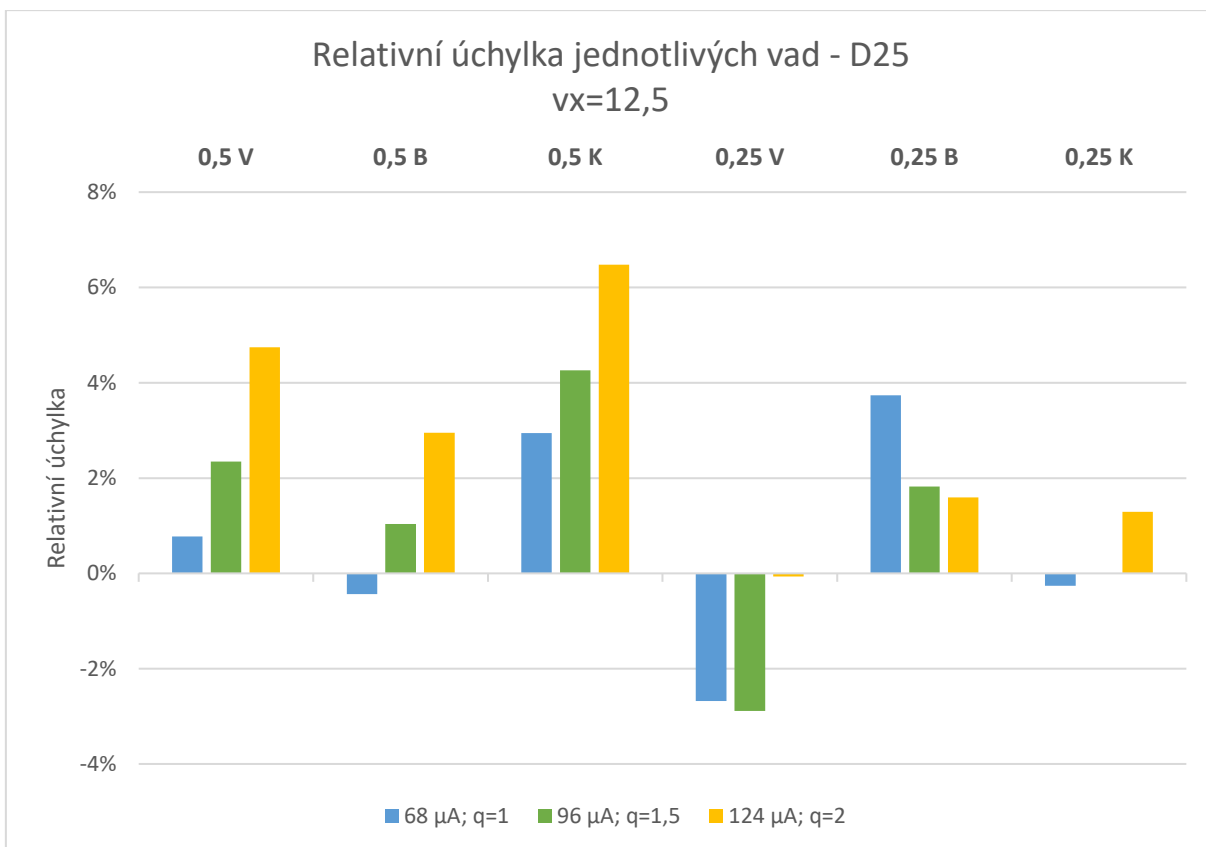


Graf 47 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s velikostí voxelu 12,5 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25

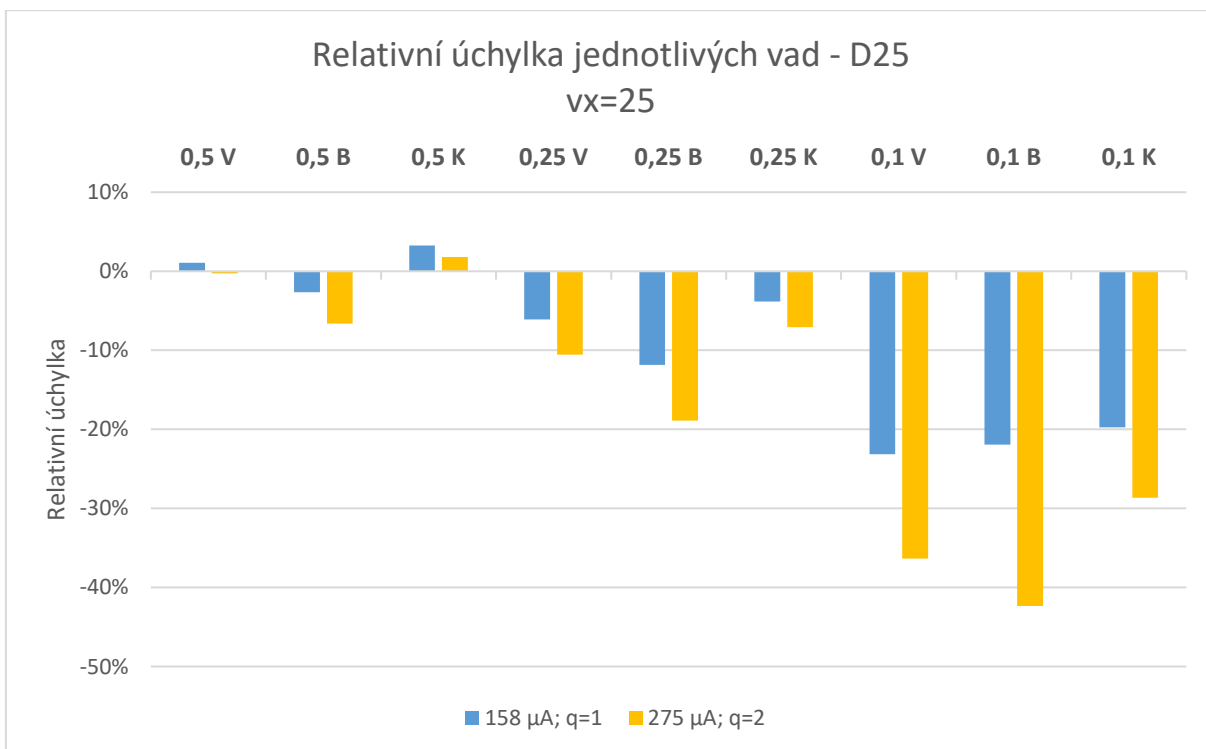


Graf 48 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s velikostí voxelu 25 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25

Konkrétní hodnoty úchylek jednotlivých vad zobrazují následující grafy. Kolísání úchylek od referenčních hodnot do plusu a do minusu je opět s největší pravděpodobností možné připsat míře šumu přítomného obrazu, který zkreslí skutečnou hodnotu stupně šedi daného voxelu v postiženém místě, a konkrétní hodnotě hranice stupňů šedi na jejímž základě přiřazuje analýza porozity konkrétní voxelu objemu materiálu nebo objemu defektu.

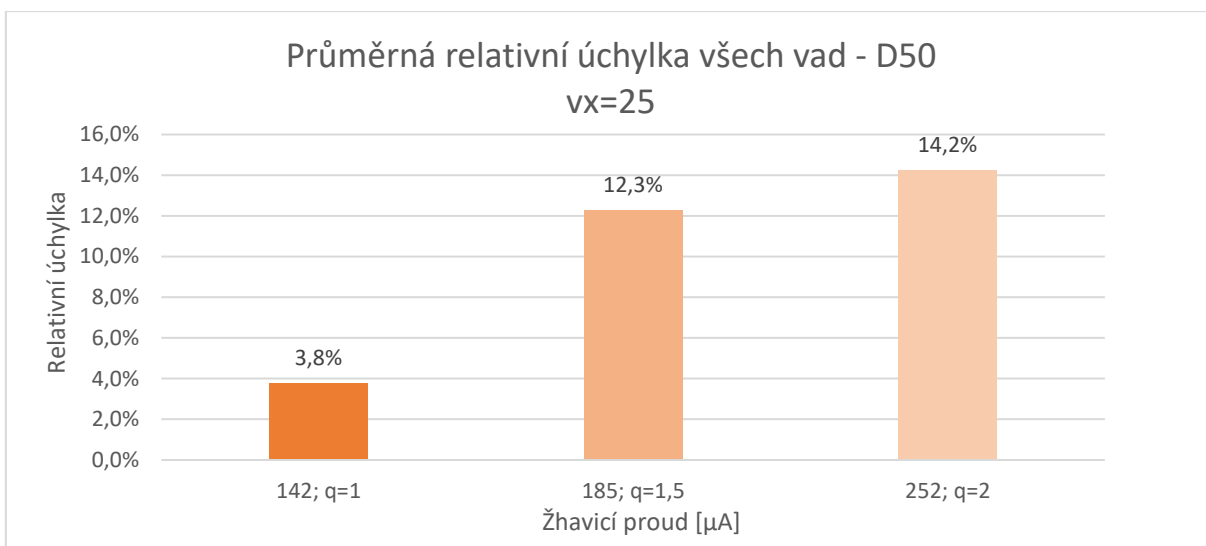


Graf 49 - Relativní úchytky jednotlivých vad pro měření s velikostí voxelu 12,5 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25

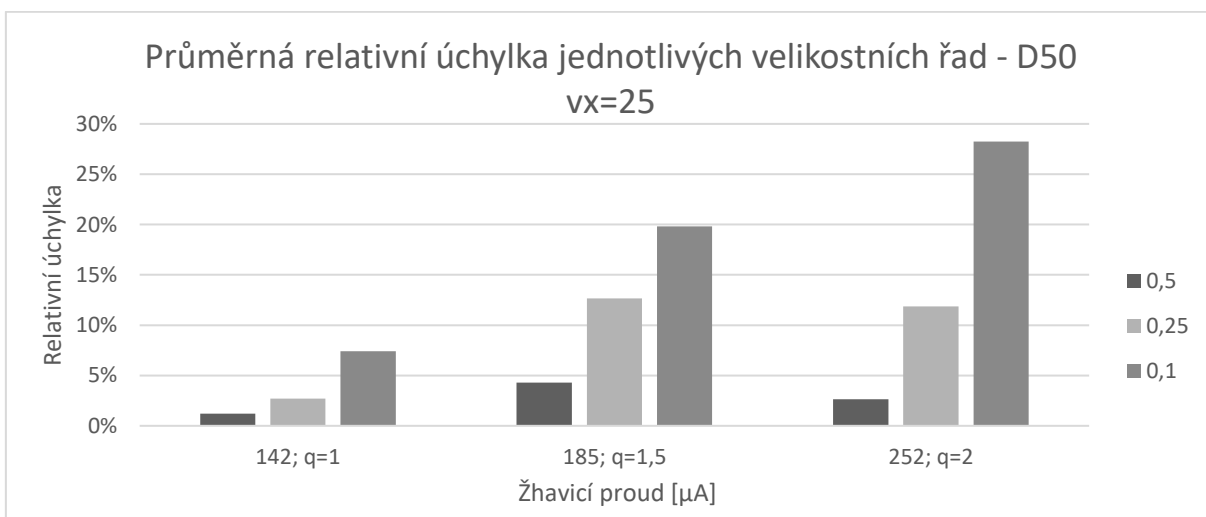


Graf 50 - Relativní úchytky jednotlivých vad pro měření s velikostí voxelu 25 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25

V předešlé kapitole věnující se popisu vlivu energie rentgenového záření na přesnost měření porozity bylo popsáno, jaká rizika doprovází měření vzorků větších tloušťek při velkém zvětšení. Vlivem příliš velkého spotu může být výsledek měření degradován až do té míry, kdy je dosaženo lepších výsledků při měření s teoreticky horším rozlišením (menší zvětšení, větší velikost voxelu), ale při zachování úměrné velikosti spotu k velikosti voxelu (nízká hodnota parametru q). Tento případ je možné vidět na níže uvedených grafech. Nejen, že bylo dosaženo vyšší přesnosti než v případě při měření s poloviční velikostí voxelu (Graf 51), navíc bylo možné nasnímat i velikostní kategorii defektů hloubky $0,1\text{ mm}$ v rámci jednoho skenu s poměrně nízkými úchyly od referenčních hodnot (Graf 52).



Graf 51 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s velikostí voxelu $25\ \mu\text{m}$ při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D50



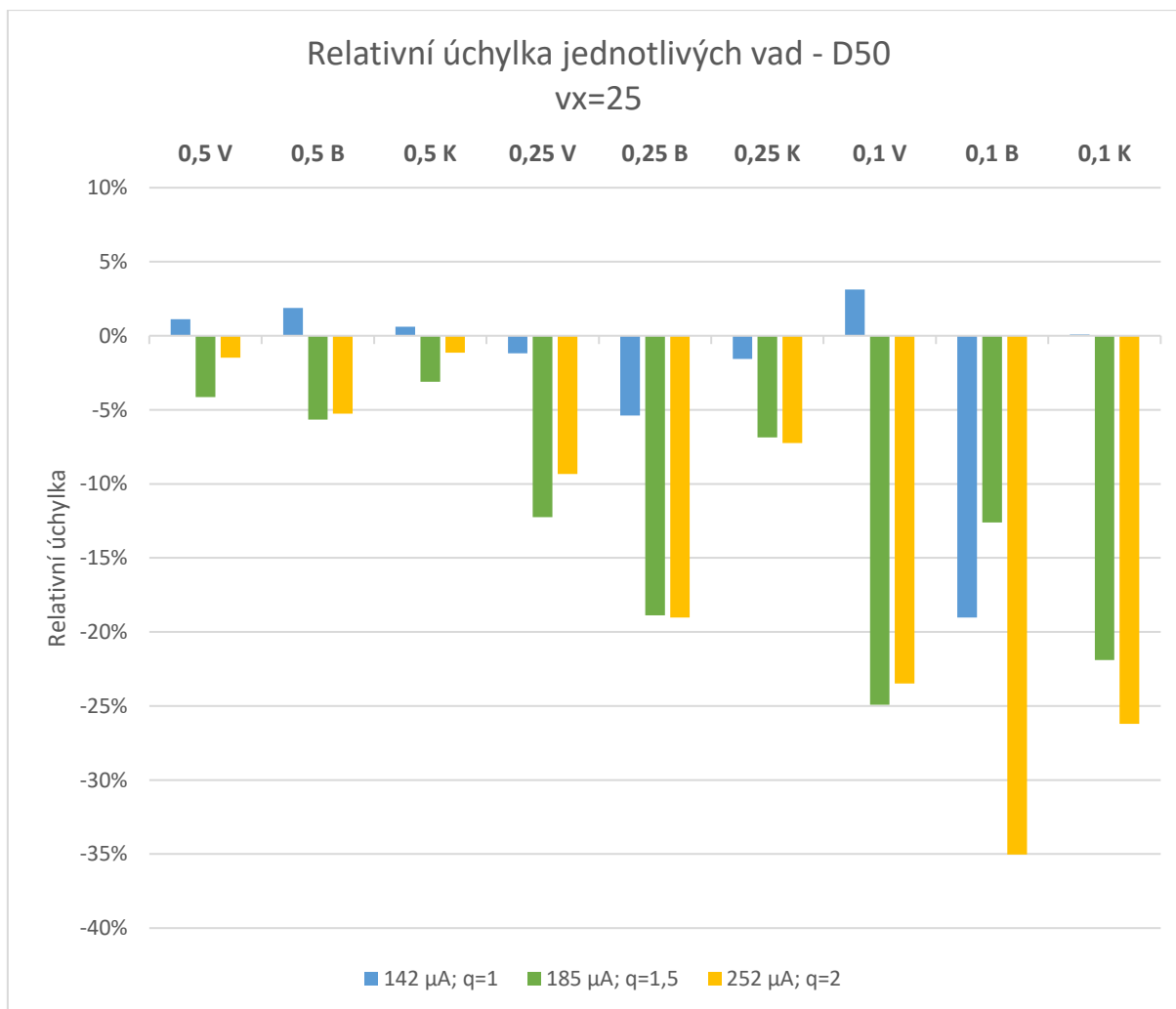
Graf 52 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s velikostí voxelu $25\ \mu\text{m}$ při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D50

V níže uvedené tabulce je srovnání měření etalonu D50 s různými velikostmi voxelu zrekapitulováno včetně konkrétních hodnot úchylek.

Tabulka 18 - Porovnání přesnosti měření porozity při menším a větším zvětšení

| Kritérium | Měření s $v_x = 12,5 \mu m$ | Měření s $v_x = 25 \mu m$ |
|--|--|--|
| Nejnižší dosažená průměrná relativní úchylka všech vad | 4,9 % | 3,8 % |
| Energie RTG záření | Vyšší $U = 200 kV$ $I = 154 \mu A$ | Nižší $U = 200 kV$ $I = 142 \mu A$ |
| Velikost spotu | $q = 2,5$ $31 \mu m$ | $q = 1$ $28 \mu m$ |
| Detekce vad řady 0,1 | Nedetekováno Úchylka – | Detekováno Úchylka 7,4 % |

Jednotlivé relativní úchyly jsou zobrazeny níže v grafu. Vady větších objemů (vertikální – popisek V; kolmé – popisek K) byly ve srovnání s vadami menších objemů (bodové – B) z konkrétní velikostní kategorie detekovány zpravidla s vyšší přesností.



Graf 53 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro měření s velikostí voxelu $25 \mu m$ při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D50

8.3 Přesnost a produktivita měření

Ve vztahu k průmyslovému měření porozity je v rámci snahy o dosahování maximální možné přesnosti měření nutno neustále zvažovat, za jakou cenu je dosahováno optimálních kombinací parametrů měření, které k maximální přesnosti vedou. Ne ve všech případech je kritérium nákladů na proces měření kritériem zanedbatelným, ba naopak, někdy se jedná o kritérium prvořadé. Zejména při sériovém měření je potom vhodné zvážit, zda je nutné cílit na maximální přesnost měření, či přijmout mírně nižší přesnost měření vykoupenou značnou úsporou nákladů.

Jako náklady spojené s měřením jsou vnímány především tyto faktory – čas měření a opotřebením zařízení. S vysokými časy měření jsou spojeny další náklady, konkrétně náklady na provoz zařízení (elektrina, stlačený vzduch), náklady na mzdu operátora, náklady na provoz laboratoře, pravidelné servisní náklady či náklady ušlé příležitosti. Některé komponenty v závislosti na nastavení procesních parametrů při chodu stroje postupně degradují (filament) a je potřeba je po nějakém čase vyměnit. Dále bude stručně popsáno, jakým způsobem lze v rámci nastavení procesních parametrů měření nacházet prostor k úsporám nákladů, a do jaké míry je jimi poznamenána výsledná kvalita měření.

Procesním parametrem, který ovlivňuje celkový čas měření nejvíce, je čas integrace. Hodnotě integračního času odpovídá celková doba měření přímo úměrně. To znamená, že je z hlediska produktivity zajímavé přizpůsobit ostatní parametry měření tak, aby byl vliv sníženého času integrace alespoň částečně kompenzován. V některých případech, kdy jsou ostatní procesní parametry blízké optimu, je možné připustit malý pokles přesnosti měření při zisku velké časové úspory. Níže uvedená tabulka porovnává dvě měření s integračními časy 1000 ms (měření A) a 2000 ms (měření B). Pro obě měření jsou ostatní procesní parametry totožné. Měření s kratším integračním časem zabere v tomto případě zhruba polovinu času při zachování srovnatelné přesnosti.

Tabulka 19 - Porovnání přesnosti a produktivity měření pro různé integrační časy

| Kritérium | Měření A | Měření B |
|---|----------|----------|
| Čas integrace | 1000 ms | 2000 ms |
| Průměrná relativní úchylka všech vad | 4,6 % | 2,9 % |
| Průměrná relativní úchylka velikostní kategorie vad 0, 5 | 3,2 % | 4,3 % |
| Průměrná relativní úchylka velikostní kategorie vad 0, 25 | 6 % | 1,4 % |
| Celková doba měření | 34 min | 65 min |

Dalším parametrem, který výslednou délku měření ovlivňuje, je velikost voxelu. Doba měření v tomto případě není nastavením hodnoty velikosti voxelu ovlivněna přímo, nicméně za určitých podmínek lze i tímto způsobem systematicky zkracovat čas měření. Hlavní logika spočívá v úspoře času, který je v rámci měření věnován rekonstrukci dat a tvorbě 3D obrazu. Množství objemových dat může přímo ovlivnit operátor při výběru velikosti měřeného pole, které bude zachycováno detektorem. V případě, kdy měření probíhá s menším zvětšením (s větší velikostí voxelu), dochází k úměrnému zmenšení měřeného pole potřebného k zachycení požadované oblasti, resp. objemu z měřeného dílu. Z logiky věci plyne, že by při menším zvětšení mělo utrpět rozlišení, a tedy i výsledná přesnost měření, nicméně ne vždy je situace zcela jednoznačná. Jak bylo popsáno a blíže vysvětleno v kapitole věnující se vlivu velikosti voxelu na přesnost měření porozity, mohou nastat případy, kdy je s menším zvětšením (větší velikostí voxelu) možné dosahovat dokonce větší přesnosti měření. Takové případy ovšem nejsou zcela typické, proto bude pro porovnání vybrána dvojice měření etalonu D10, kde není výsledná přesnost měření tak zásadně ovlivněna energií RTG záření, a je proto možné snáze sledovat samotný vliv velikosti voxelu. Ve srovnání se zvyšováním produktivity měření skrze snižování integračního času utrpěla přesnost měření ve větší míře. Úchylka od skutečných hodnot na úrovni 20 % je už v rámci uvažování přesného měření pravděpodobně příliš vysoká, nicméně pro případy, kdy je vyžadována pouze detekce vad a není kladen důraz na přesné stanovení jejich objemu, by dávalo smysl přiklonit se k méně přesnému, zato téměř dvakrát kratšímu měření s menším zvětšením.

Tabulka 20 - Porovnání přesnosti a produktivity měření pro různé velikosti voxelu

| Kritérium | Měření C | Měření D |
|--|------------|--------------|
| Velikost voxelu | 25 μm | 12,5 μm |
| Průměrná relativní úchylka všech vad | 20,2 % | 5 % |
| Průměrná relativní úchylka velikostní kategorie vad 0, 5 | 12,7 % | 1,9 % |
| Průměrná relativní úchylka velikostní kategorie vad 0, 25 | 27,6 % | 8,1 % |
| Celková doba měření | 36 min | 56 min |

Posledním způsobem, jak lze nepřímo dosahovat úspor při měření, je skrze uvážlivou volbu parametrů definujících energii záření. Při emisi RTG záření dochází k opotřebenosti součástí zdroje, které je potřeba pravidelně měnit. Nejrychleji je opotřebován filament (žhavený wolframový drát), z něž jsou vytrhávány elektrony interagující s atomy terče za vzniku rentgenového záření. Proces žhavení a vytrhávání iontů z filamentu postupně vede k jeho degradaci a postupnému snižování efektivity emise. Dlouhodobé měření s vysokými parametry urychlovacího napětí a zejména žhavicího proudu může vést k urychlené degradaci filamentu a předčasnému servisnímu zásahu. Filament zdroje nelze řadit mezi běžné spotřební zboží – jeho cena se pohybuje v řádu desítek tisíc korun. Zejména v případě, kdy je potřeba měřit díly velkých tlouštěk, je vhodné volit velikost žhavicího proudu uvážlivě.

9 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zmapovat vliv jednotlivých procesních parametrů na výslednou přesnost měření porozity s využitím výpočetní tomografie. Za tímto účelem byla navržena metodika experimentu, s jejíž pomocí bylo možné vlivy jednotlivých procesních parametrů v rozumném rozsahu otestovat, a na základě získaných výsledků stanovit důležitost jednotlivých parametrů s ohledem na výslednou přesnost. V rámci návrhu i samotného provedení experimentu byl kladen hlavní důraz na přiblížení procesu měření porozity skutečným aplikacím. Argumenty předložené v rámci hodnocení vlivu jednotlivých procesních parametrů byly postaveny nejen na získaných experimentálních výsledcích, ale také na teoretických poznatcích týkajících se konstrukce zařízení, tvorby obrazu a specifikách procesu vyhodnocení.

V úvodní kapitole teoretické části práce byl předveden aplikační potenciál technologie výpočetní tomografie, která zahrnuje nejen problematiku analýzy porozity, ale celou řadu dalších aplikací, jež nacházejí čím dál větší uplatnění v různých oblastech průmyslu. Mezi jejich typické zástupce patří rozměrová kontrola, kontrola kompletních sestav a kontrola vnitřních struktur zahrnující analýzu porozity. Následující kapitola byla věnována představení základních fyzikálních principů a principů tvorby projekčního obrazu, na nichž je funkce počítačové tomografie postavena, a jejichž znalost je zásadní pro porozumění podstatě jednotlivých procesních parametrů. Další část práce zahrnovala popis jednotlivých faktorů vystupujících v měřicím procesu, které výslednou přesnost měření ovlivňují. V ambici dosahovat maximální přesnosti měření je porozumění těmto omezujícím faktorům podmínkou pro jejich účinnou kompenzaci. V navazujících kapitolách byl nejprve uveden vzhled do metodiky zkoušení přesnosti výpočetních tomografů, a poté představena disciplína měření porozity s využitím výpočetní tomografie v kontextu současné úrovně výzkumu. Vzhledem ke složitosti technologie počítačové tomografie dosud nebyly procesy kvalifikace a ověřování těchto zařízení popsány a ukotveny v mezinárodních normách, což ve finále odkazuje velkou část odpovědnosti za dosahování požadovaného měřicího výkonu zařízení do rukou uživatelů. Systematická snaha o vývoj normativů popisujících zmíněnou metodiku, zejména v oblasti rozměrové kontroly, je nicméně v současnosti předmětem zájmu mnoha výzkumných týmů. Menší pozornosti se však v této oblasti dostává problematika hodnocení přesnosti měření porozity a stanovování jeho metrologické návaznosti. Určitý přínos pro tuto oblast může představovat experimentální část této práce.

V začátku experimentální části práce byla nastíněna základní logika experimentu. Stejně tak byl představen referenční objekt, s jehož pomocí byla přesnost měření porozity při konkrétních podmínkách nastavení stroje hodnocena. Referenční etalon má ve své základní podobě tvar válce, který je podél své osy rozdělen na dvě části. Do jedné z nich byly vygravírovány sady vad různých tvarů, které při opětovném složení etalonu simulují vnitřní defekty v materiálu. Objem jednotlivých vad byl kalibrován pomocí konfokálního mikroskopu MarSurf Expert CM za účelem zisku referenčních hodnot pro následné hodnocení přesnosti měření porozity. Etalon navíc umožňoval navyšování tloušťky pomocí takzvaných návleků, s jejichž pomocí bylo možné škálovat průměr etalonu od původních 10 mm na 25 a 50 mm. V následující kapitole byla představena logika experimentu, která spočívá v provedení série měření s různým nastavením procesních parametrů, jejich následném vyhodnocení v analytickém softwaru a sledování odchylek měřených hodnot od hodnot kalibrovaných. V přípravné fázi experimentu byla provedena série referenčních měření, které posloužily k stanovení rozsahů hodnot testovaných procesních parametrů. Stanovené rozsahy a kombinace jednotlivých procesních parametrů byly voleny na základě vzájemné souvislosti, charakteru vazby na kvalitu obrazu a na základě časového hlediska. Jako testované procesní parametry byly zvoleny urychlovací napětí a proud, integrační čas a zesílení detektoru, velikost voxelu a tloušťka mechanického filtru. Měření bylo

realizováno na počítačovém tomografu ZEISS METROTOM 1500. Vyhodnocení měřených dat bylo provedeno v softwaru VGSTUDIO MAX.

Navazující kapitola byla věnována vyhodnocení vlivů jednotlivých procesních parametrů. Vliv parametru tloušťky filtru se ukázal být závislý na prozařovaném rozměru etalonu, a sice v tom ohledu, že za účelem dosažení vyšší přesnosti měření porozity vyžadují díly větších rozměrů filtry nižších tlouštěk. Při použití optimální tloušťky filtru bylo možné dosahovat přesnosti měření porozity v úrovni odpovídající velikosti jednotlivých relativních úchylek od kalibrovaných hodnot rovné v nejlepším případě 1,8 % (měření etalonu průměru 25 mm). Dále byl popsán vliv parametrů nastavení detektoru, a sice nastavení hodnot integračního času a zesílení. V tomto případě nebyly výsledky zcela jednoznačné, nicméně potvrdilo se, že při využití vyšších integračních časů je dosaženo zpravidla nejvyšší přesnosti měření. Ve srovnání s použitím nižších integračních časů bylo možné sledovat zhruba dvojnásobný nárůst přesnosti, a to až do úrovně velikosti úchylny 2,2 %. Dvojice parametrů definujících energii rentgenového záření – urychlovací napětí a žhavicí proud – ukázala výrazný vliv na výsledky měření porozity. Konkrétně bylo potvrzeno, že existují optimální hladiny energie záření, kdy je dosaženo ideální úrovně prozáření měřeného dílu, což vede k zisku kontrastního obrazu s minimální přítomností šumu. Při optimálních parametrech nastavení bylo dosaženo přesnosti reprezentované relativními úchylnami od kalibrovaných hodnot v úrovni 5% pro etalony průměru 10 a 25 mm, a v úrovni 2 % pro etalon průměru 25 mm. V případě měření etalonu tloušťky 50 mm bylo navíc předvedeno, že je velikost žhavicího proudu rozhodující pro správnou funkci analýz porozity, a to i v případě, kdy je jeho velikost výrazně zvýšena vzhledem k hodnotě doporučené výrobcem. Velikosti žhavicího proudu totiž odpovídá velikost ohniska rentgenového svazku, která při svém zvyšování zhoršuje teoretické rozlišení. Vztah mezi rozlišením zastoupeným parametrem velikosti voxelu a velikostí ohniska (spotu) v kontextu přesnosti měření porozity byl také popsán. Pro etalon průměrů 10 a 25 mm bylo potvrzeno, že maximální přesnost měření je dosažena při použití nejmenší velikosti voxelu, resp. maximálního zvětšení. Rozdíl v přesnostech dosahovaných při měření s velikostí voxelu 12,5 μm a 25 μm byl zhruba pětinašobný. V případě etalonu průměru 25 mm umožňovalo navíc měření s větším voxelu detekovat i defekty menších velikostí, což v případě měření etalonu průměru 10 mm nebylo možné v plném rozsahu testovaných parametrů. Důvodem byla s největší pravděpodobností míra utlumení procházejícího záření, která je u etalonu průměru 25 mm vyšší, a ve výsledku vhodnější pro kvalitu vzniklého zobrazení. Opačný trend byl pozorován u etalonu průměru 50 mm, kdy bylo spolehlivěji dosaženo přesnějších hodnot při měření s větší velikostí voxelu – s teoreticky horším rozlišením. Tento jev lze vysvětlit tím, že v případě větší prozařované tloušťky materiálu, kdy je nutné používat vyšší energii záření, je vzhledem ke zvýšené velikosti spotu dosaženo horších výsledků při malé velikosti voxelu, zatímco vhodný poměr zvýšených hodnot velikostí spotu i voxelu přináší výsledky lepší. Závěrečná pasáž hodnocení výsledků experimentu byla věnována srovnání dosažované přesnosti měření porozity a produktivity měření, kdy je na konkrétních případech ukázáno, za jakou cenu je dosažováno maximální přesnosti měření. Největších úspor času měření lze nalézat, s uvažováním ztráty přesnosti měření, při volbě parametru integračního času, kdy při snížení času měření na polovinu (rozdíl zhruba 30 min) výsledná přesnost měření klesne pouze o necelá 2 %.

Během realizace experimentu a jeho následného vyhodnocení docházelo postupně k odhalování řady témat, která se přímo netýkala náplně této práce, nicméně se zkoumanou problematikou úzce souvisela, a bylo by tedy na místě je alespoň krátce zmínit. Výsledky získané v rámci experimentální části práce byly z velké části ovlivněny samotným procesem vyhodnocení naměřených dat v analytickém softwaru. Navzdory provedenému ověření přijatelné míry nejistoty, kterou proces vyhodnocení do procesu měření vnáší, je nutno zdůraznit, že proces vyhodnocení je ve vztahu k výsledkům měření zásadní. Proces měření je nutno vnímat jako celek a způsobu vyhodnocení měřených dat je žádoucí věnovat zvýšenou pozornost, zejména částem zahrnující detekci povrchu (surface determination) a nastavení prahových hodnot analýz porozity. V porovnání s nejistotou opakovatelnosti procesu měření (část akvizice a rekonstrukce měřených dat) byla nejistota opakovatelnosti procesu vyhodnocení téměř desetkrát větší. Podnětem k dalšímu výzkumu by mohlo být rozšíření experimentu provedeného v této práci na měřené díly větších tloušťek a jiných materiálů, případně na kombinované měření zkušebního etalonu s jiným měřeným dílem za účelem přenosu nejistot. S největší pravděpodobností by totiž byly sledované závislosti mezi nastavením procesních parametrů a přesností měření porozity zcela odlišné. Vzhledem k závislosti výsledků měření na konkrétním použitém měřicím zařízení a analytickém softwaru se nabízí otázka, zda by se další výzkumné snahy neměly ubírat více univerzálním směrem, a sice k popisu optimální metodiky měření a vyhodnocení porozity jako takové. S největší pravděpodobností nebude výzkum zmíněné problematiky ukončen, neboť je v zájmu autora se mu dále věnovat v rámci disertační práce.

Citovaná literatura

1. **L. De Chiffre, S. Carmignato, J.-P. Kruth, R. Schmitt, A. Weckenmann,** Industrial applications of computed tomography. *CIRP Annals*. 63, 2014, Sv. 2.
2. **VILLARRAGA-GÓMEZ, Herminso, Ericka L. HERAZO a Stuart T. SMITH.** X-ray computed tomography: from medical imaging to dimensional metrology. *Precision Engineering*. 2019, 60, 544-569. ISSN 01416359. Dostupné z: doi:10.1016/j.precisioneng.2019.06.007.
3. **WITHERS, Philip J., Charles BOUMAN, Simone CARMIGNATO, et al.** X-ray computed tomography. *Nature Reviews Methods Primers*. 2021, 1(1). ISSN 2662-8449. Dostupné z: doi:10.1038/s43586-021-00015-4.
4. **Papadakis, Emmanuel P.** *Financial Justification of Nondestructive Testing: Cost of Quality in Manufacturing*. Boca Raton, USA : CRC Press, 2007. ISBN 9780849397196.
5. **MIX, Paul.** *INTRODUCTION TO NONDESTRUCTIVE TESTING: A Training Guide. 2. New Jersey: John Wiley, 2005. ISBN 978-0-471-71913-7.*
6. **ČSN EN ISO 15708-2.** *Nedestruktivní zkoušení - Prozařovací metody počítačové tomografie: Část 2: Principy, zařízení a vzorky. 1. Praha: ÚNMZ, 2020.*
7. **CARMIGNATO, Simone, Wim DEWULF a Richard LEACH.** *Industrial X-Ray Computed Tomography*. Imprint: Springer, 2018. ISBN 978-3-319-59573-3.
8. **Seeram, Euclid.** *COMPUTED TOMOGRAPHY: Physical Principles, Clinical Applications and Quality Control*. St. Louis, USA : ELSEVIER, 2016. ISBN: 978-0-323-31288-2.
9. **Chau, Hayre.** *Computed Tomography: A Primer for Radiographers*. Abingdon, USA : CRC Press, 2023. ISBN 9781003132554.
10. **Romans, Lois E.** *Computed Tomography for Technologists : A Comprehensive Text*. Philadelphia, USA : Wolters Kluwer Health | Lippincott Williams & Wilkins, 2011. ISBN 978-0-7817-7751-3.
11. **ČSN EN ISO 15708-3.** *Nedestruktivní zkoušení - Prozařovací metody počítačové tomografie: Část 3: Provoz a interpretace. 2. Praha: ÚNMZ, 2020.*
12. **ASM Handbook.** *Nondestructive Evaluation and Quality Control*. místo neznámé : ASM INTERNATIONAL, 1997. ISBN 0-87170-007-7.
13. **IAEA.** *Diagnostic Radiology Physics - A Handbook for Teachers and Students*. Vídeň, Rakousko : International Atomic Energy Agency, 2014. ISBN 978-92-131010-1.
14. **GOLDMAN, Lee W.** Principles of CT: Multislice CT. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. 2008, 36(2), 57-68. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.2967/jnmt.107.044826.
15. **CARL ZEISS INDUSTRIELLE MESSTECHNIK GMBH.** *CT COOKBOOK. Best Practice Guide for ZEISS METROTOM Settings. 3. Oberkochen, Germany, 2018, 28 s.*
16. **ZEISS.** ZEISS VoluMax F1500 thunder. *ZEISS: Make the invisible visible – inline*. [Online] [Citace: 10. 07 2023.] <https://images.zeiss.com/metrology/products/systems/ct/volumax/zeiss-volumax-industrial-x-ray-inline-system-ndt-computed-tomography..>
17. **HSIEH, Jiang.** *Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. 2nd ed. Hoboken: Wiley-Interscience, c2009. ISBN ISBN978-0-8194-7533-6.*

- 18. Herminso Villarraga-Gómez, Jeffery D. Thousand, Stuart T. Smith.** Empirical approaches to uncertainty analysis of X-ray computed tomography measurements: A review with examples. *Precision Engineering*. 64, 2022.
- 19. Pixel Pitch and Resolution: What is the pixel pitch?. In: LED SIGN SOLUTIONS [online].** Sydney, Australia: LED Sign Solutions, 2022, 2016 [cit. 2023-07-29]. Dostupné z: <https://ledsignsolution.com.au/images/SMD-Pixel-Pitch.jpg>.
- 20. Binning. In: TELEDYNE: Teledyne photometrics [online].** Tucson, USA: TELEDYNE Imaging, 2020 [cit. 2023-07-29]. Dostupné z: <https://www.photometrics.com/wp-content/uploads/2020/02/Binning-image-BW-1024x488.png>.
- 21. Carmignato, Simone.** Influence of surface roughness on computed tomography dimensional measurements. *CIRP Annals*. 66, 2017, Sv. 1.
- 22. S. Lou, S.B. Brown, W. Sun, W. Zeng, X. Jiang, P.J. Scott,.** An investigation of the mechanical filtering effect of tactile CMM in the measurement of additively manufactured parts. *Measurement*. 144, 2019.
- 23. Horvatić Novak, Amalija, Biserka Runje, Zdenka Keran and Marko Orošnjak.** Image Artefacts in Industrial Computed Tomography. *ehnički glasnik*. 14, 2020, Sv. 4.
- 24. Abdulla, Sarah.** Image quality: Artefacts. In: *Radiology Café [online].* Nottingham, UK: Radiology Cafe, 2021 [cit. 2023-07-29]. Dostupné z: <https://www.radiologycafe.com/wp-content/uploads/2021/04/xray-magnification.png>.
- 25. Herminso Villarraga-Gómez, Stuart T. Smith.** Effect of geometric magnification on dimensional measurements with a metrology-grade X-ray computed tomography system. *Precision Engineering*. 73, 2020.
- 26. ČSN EN ISO 15708-4. Nedestruktivní zkoušení - Prozařovací metody počítačové tomografie: Část 4: Kvalifikace. 2. Praha: ÚNMZ, 2020.**
- 27. UNDERSTANDING CMM ACCURACY STATEMENTS. In: STATUS: TAKES A CLOSER LOOK [online].** Ilkeston, UK: Status Metrology Solutions, 2023 [cit. 2023-07-29]. Dostupné z: <https://status-cmm.co.uk/metrology/understanding-cmm-accuracy-statements/>. [Online]
- 28. Hermanek, Petr & Carmignato, Simone.** Porosity measurements by X-ray computed tomography: Accuracy evaluation using a calibrated object. *Precision Engineering*. 49, 2017.
- 29. Hermanek, Carmignato.** Reference object for evaluating the accuracy of porosity measurements by X-ray computed tomography. *Case Studies in Nondestructive Testing and Evaluation*. 6, 2016.
- 30. Hermanek, Petr & Zanini, Filippo & Carmignato, Simone.** Traceable Porosity Measurements in Industrial Components Using X-Ray Computed Tomography. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*. 141, 2019.
- 31. Smutný, Dominik.** Analýza porozity s využitím výpočetní tomografie. Praha, 2020. Diplomová práce. ČVUT v Praze, Fakulta strojní. Vedoucí práce Ing. Libor Beránek, Ph.D.
- 32. VOLUME GRAPHICS GMBH. VGSTUDIO MAX Reference manual. Německo, 2018.**

Seznam zkratek

| | |
|-------------------|--|
| CLDA | Curved Led Diode Array ... zakřivená mřížka LED diod |
| CMM | Coordinate measuring machine ... souřadnicové měřicí zařízení |
| CT | Computed tomography ... výpočetní tomografie |
| FDP | Flat Panel Detector ... panelový detektor |
| ISO | International Organization for Standardization |
| LDA | Led Diode Array ... mřížka LED diod |
| NDT | Non destructive testing ... nedestruktivní kontrola |
| RTG záření | rentgenové záření |
| VDI | Verein Deutscher Ingenieure ... Německá národní agentura pro standardizaci |
| X-ray | rentgenové záření |

Seznam obrázků

| | |
|--|----|
| Obrázek 1 - Porovnání využívaných nedestruktivních metod kontroly (2)..... | 2 |
| Obrázek 2 - Stanovení úchylek rozměrů měřeného dílu vzhledem k CAD modelu (1) | 4 |
| Obrázek 3 - Kontrola lattice struktury pomocí počítačové tomografie (3) | 4 |
| Obrázek 4 - Kontrola baterií na CT (3)..... | 5 |
| Obrázek 5 - Kontrola vnitřní geometrie (1) | 6 |
| Obrázek 6 - Princip fungování počítačové tomografie (5) | 7 |
| Obrázek 7 - Funkční princip tomografů první generace (7) | 9 |
| Obrázek 8 - Funkční princip tomografů druhé generace (7) | 9 |
| Obrázek 9 - Funkční princip tomografů třetí generace (7)..... | 10 |
| Obrázek 10 - Funkční princip tomografů čtvrté generace (7) | 11 |
| Obrázek 11 - Funkční princip tomografů páté generace (7) | 11 |
| Obrázek 12 - Mechanismus vzniku brzdného RTG záření (7)..... | 13 |
| Obrázek 13 - Mechanismus vzniku charakteristického RTG záření (7) | 13 |
| Obrázek 14 - Mechanismus vzniku vysokoenergetického RTG záření (7)..... | 14 |
| Obrázek 15 - Koeficienty útlumu jednotlivých mechanismů pro uhlík (7)..... | 18 |
| Obrázek 16 - Koeficienty útlumu jednotlivých mechanismů pro hliník (7) | 19 |
| Obrázek 17 - Koeficienty útlumu jednotlivých mechanismů pro wolfram (7) | 19 |
| Obrázek 18 - Průchod RTG záření materiálem s konstantním a proměnlivým koeficientem útlumu (7) | 20 |
| Obrázek 19 - Schéma zdroje RTG záření (rentgenka) (7) | 22 |
| Obrázek 20: Vliv úhlu zkosení terče na velikost spotu (7)..... | 22 |
| Obrázek 21 - Závislost proudu zdroje na žhavicím katodovém proudu při daných urychlovacích napětích (7) | 23 |
| Obrázek 22 – Porovnání obrazu při srovnaném a nesrovnaném svazku elektronů (7) | 24 |
| Obrázek 23 - Rotující anoda (7)..... | 25 |
| Obrázek 24: Zdroj emitující záření ve tvaru vějíře (7) | 25 |
| Obrázek 25: Zdroj emitující záření ve tvaru kužele (7)..... | 26 |
| Obrázek 26: Porovnání druhů detektorů (7)..... | 27 |
| Obrázek 27: Schéma detektoru fungujícího na bázi ionizace plynu (7) | 28 |
| Obrázek 28: Funkční principy využívané v scintilačních detektorech (7)..... | 28 |
| Obrázek 29: Jednořadý vs víceřadý detektor (14)..... | 29 |
| Obrázek 30: Stavba digitálního rovinného detektoru (7)..... | 30 |
| Obrázek 31 - Principy snímání FDP detektoru (vlevo) a LDA detektoru (vpravo) (7)..... | 31 |
| Obrázek 32 - Souřadnicový systém průmyslového tomografu (7)..... | 32 |
| Obrázek 33 - Automatizovaný proces měření pomocí CT (16) | 34 |
| Obrázek 34 - Proces tvorby obrazu ve výpočetní tomografii (7) | 35 |
| Obrázek 35 - Porovnání stupňů šedi - 2 vs 256 (7)..... | 36 |
| Obrázek 36 - Stupně šedi jednotlivých voxelů (7) | 36 |
| Obrázek 37 - Záznam sinogramu (7) | 37 |
| Obrázek 38 - Rekonstruovaný obraz vytvořený z filtrovaných a nefiltrovaných dat (7)..... | 38 |
| Obrázek 39 - Princip rekonstrukce 3D obrazu pomocí Radonovy transformace (7)..... | 39 |
| Obrázek 40 - Princip filtrované zpětné projekce (7) | 40 |
| Obrázek 41 - Primární zdroje chyb měření na výpočetním tomografu..... | 43 |
| Obrázek 42 - Vzdálenost mezi pixely na panelovém detektoru (19) | 44 |
| Obrázek 43 - Binning obrazu (20)..... | 44 |

| | |
|---|----|
| Obrázek 44 - Mechanická filtrace povrchu s různými velikostmi poloměru dotyku (22) | 45 |
| Obrázek 45 - Princip vzniku artefaktu zastínění (24) | 48 |
| Obrázek 46 - Beam hardening artefakt a) před korekcí BH artefaktu b) po korekci BH artefaktu (15) | 49 |
| Obrázek 47 - Artefakt rozptýleného záření a) případ s výrazným artefaktem b) případ s nevýrazným artefaktem (7) | 50 |
| Obrázek 48: Cone beam artefakt a) vizualizace Radonova prostoru pro kruhovou trajektorii snímání b) projev cone beam artefaktu c) možná kompenzace cone beam artefaktu (7) (15) | 50 |
| Obrázek 49 - Artefakty zobrazení vzniklé pootočením okolo souřadnicových os (7) | 51 |
| Obrázek 50 - Artefakty zobrazení vznikající při pohybu dílu během měření a) díl se při měření nepohnul b) díl se v rámci měření náhle posunul c) díl se při měření posouval postupně (15) | 52 |
| Obrázek 51 - Referenční etalon délky využívání při kvalifikaci CT (7) | 54 |
| Obrázek 52 - Princip zkoušení polohy a orientace detektoru (7) | 54 |
| Obrázek 53 - Masky pro kvalifikaci velikosti a tvaru spotu (7) | 55 |
| Obrázek 54 - Prstencový artefakt způsobený nefunkčností pixelu detektoru (15) | 56 |
| Obrázek 55 - Referenční objekt se simulovanými vnitřními vadami a) sestava referenčního objektu b) hliníková vložka s vytvořenými simulovanými defekty c) řez jednou ze čtyř hliníkových vložek (28) .. | 58 |
| Obrázek 56 - Princip rozlišení materiálu a pozadí na základě rozdílné hodnoty stupně šedi (30) | 60 |
| Obrázek 57 - Složení referenčního etalonu se simulovanými defekty | 62 |
| Obrázek 58 - Simulované kavity vzniklé spojením obou polovin zkušebního etalonu | 63 |
| Obrázek 59 - Velikostní kategorie defektů v referenčním etalonu | 63 |
| Obrázek 60 - Zvyšování tloušťky etalonu pomocí návleků | 64 |
| Obrázek 61 - Upnutí etalonu při měření na konfokálním mikroskopu | 65 |
| Obrázek 62 - Snímky defektů ve zkušebním etalonu pořízené na konfokálním mikroskopu od společnosti Mahr | 67 |
| Obrázek 63 - Snímek defektů ve zkušebním etalonu pořízený na konfokálním mikroskopu od společnosti Keyence | 67 |
| Obrázek 64: Diagram zobrazující jednotlivé fáze měřicího procesu | 68 |
| Obrázek 65 - Doraz zajišťující konstantní pozici etalonu D10 v ose Z | 69 |
| Obrázek 66 - Upnutí etalonu D25 ve sklíčidle na otočném stole | 70 |
| Obrázek 67 - Filtry tlouštěk 0,25;0,5 a 1 mm | 80 |
| Obrázek 68 - Chybné přiřazení voxelů analýzou porozity vedoucí k nepřesnosti měření | 90 |

Seznam grafů

| | |
|---|----|
| Graf 1 - Porovnání měřicích časů jednotlivých technologií v závislosti na počtu kontrolovaných prvků (1) | 3 |
| Graf 2 - Spektrum RTG záření wolframového terče (7)..... | 15 |
| Graf 3 - Vliv proudu zdroje na spektrum RTG záření (7) | 15 |
| Graf 4 - Vliv filtrů na spektrum RTG záření ($U_a = 100\text{ kV}$) (7) | 16 |
| Graf 5 - Dosahovaná přesnost měření při použití různých kombinací nastavení procesních parametrů (28) | 59 |
| Graf 6 - Rozdíl v dosahované přesnosti měření při využití různých analytických softwarů (28) | 60 |
| Graf 7 - Relativní úchyly hodnot objemů vnitřních defektů vzhledem ke kalibrovaným hodnotám při použití různé hodnoty thresholdu (30) | 61 |
| Graf 8 - Kalibrované hodnoty objemů referenčních vad seřazené sestupně dle velikosti | 66 |
| Graf 9 - Nejistoty opakovatelnosti měření v porovnání s úchyly od referenčních hodnot..... | 76 |
| Graf 10 - Porovnání vlivu volby hodnoty thresholdu na výsledky analýzy porozity | 78 |
| Graf 11 - Opakovatelnost procesu vyhodnocení měření pomocí analýz porozity | 79 |
| Graf 12 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro různé tloušťky filtru – etalon D10..... | 81 |
| Graf 13 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro různé tloušťky filtru – etalon D10..... | 81 |
| Graf 14 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro různé tloušťky filtru – etalon D10 | 82 |
| Graf 15 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro různé tloušťky filtru – etalon D25..... | 83 |
| Graf 16 – Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro různé tloušťky filtru – etalon D25..... | 83 |
| Graf 17 – Relativní úchyly jednotlivých vad pro různé tloušťky filtru – etalon D25..... | 84 |
| Graf 18 - Průměrná relativní úchyly všech vad pro měření bez filtru – etalon D50..... | 85 |
| Graf 19 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření bez filtru– etalon D50 | 85 |
| Graf 20 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro měření bez filtru – etalon D50 | 86 |
| Graf 21 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s integračním časem 1000 <i>ms</i> při různých zesíleních detektoru – etalon D10 | 88 |
| Graf 22 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s integračním časem 1000 <i>ms</i> při různých zesíleních detektoru – etalon D10 | 89 |
| Graf 23 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro měření s integračním časem 1000 <i>ms</i> při různých zesíleních detektoru – etalon D10 | 89 |
| Graf 24 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s integračním časem 2000 <i>ms</i> při různých zesíleních detektoru – etalon D10 | 91 |
| Graf 25 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s integračním časem 2000 <i>ms</i> při různých zesíleních detektoru – etalon D10 | 91 |
| Graf 26 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro měření s integračním časem 2000 <i>ms</i> při různých zesíleních detektoru – etalon D10 | 92 |
| Graf 27 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s integračním časem 1000 <i>ms</i> při různých zesíleních detektoru – etalon D25 | 93 |
| Graf 28 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s integračním časem 1000 <i>ms</i> při různých zesíleních detektoru – etalon D25 | 94 |
| Graf 29 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro měření s integračním časem 1000 <i>ms</i> při různých zesíleních detektoru – etalon D25 | 94 |

| | |
|---|-----|
| Graf 30 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s integračním časem 2000 <i>ms</i> při různých zesíleních detektoru – etalon D25 | 95 |
| Graf 31 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s integračním časem 2000 <i>ms</i> při různých zesíleních detektoru – etalon D25 | 95 |
| Graf 32 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro měření s integračním časem 2000 <i>ms</i> při různých zesíleních detektoru – etalon D25 | 96 |
| Graf 33 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s urychlovacím napětím 180 <i>kV</i> při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10 | 97 |
| Graf 34 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s urychlovacím napětím 180 <i>kV</i> při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10..... | 98 |
| Graf 35 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro měření s urychlovacím napětím 180 <i>kV</i> při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10 | 99 |
| Graf 36 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s urychlovacím napětím 198 <i>kV</i> při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25 | 100 |
| Graf 37 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s urychlovacím napětím 198 <i>kV</i> při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25..... | 100 |
| Graf 38 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro měření s urychlovacím napětím 198 <i>kV</i> při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25 | 101 |
| Graf 39 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s velikostí voxelu 12,5 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10 | 102 |
| Graf 40 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s velikostí voxelu 25 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10 | 102 |
| Graf 41 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s velikostí voxelu 12,5 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10..... | 103 |
| Graf 42 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s velikostí voxelu 25 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10..... | 103 |
| Graf 43 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro měření s velikostí voxelu 12,5 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10 | 104 |
| Graf 44 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro měření s velikostí voxelu 25 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D10 | 104 |
| Graf 45 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s velikostí voxelu 12,5 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25 | 105 |
| Graf 46 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s velikostí voxelu 25 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25 | 105 |
| Graf 47 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s velikostí voxelu 12,5 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25..... | 106 |
| Graf 48 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s velikostí voxelu 25 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25..... | 106 |
| Graf 49 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro měření s velikostí voxelu 12,5 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25 | 107 |
| Graf 50 - Relativní úchyly jednotlivých vad pro měření s velikostí voxelu 25 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D25 | 107 |
| Graf 51 - Průměrné relativní úchyly všech vad pro měření s velikostí voxelu 25 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D50 | 108 |
| Graf 52 - Průměrné relativní úchyly jednotlivých velikostních řad defektů pro měření s velikostí voxelu 25 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D50..... | 108 |

| | |
|---|-----|
| Graf 53 - Relativní úchytky jednotlivých vad pro měření s velikostí voxelu 25 μm při různých velikostech žhavicího proudu – etalon D50 | 109 |
|---|-----|

Seznam tabulek

| | |
|--|-----|
| Tabulka 1 - Druhy interakcí RTG záření s materiálem (5) (7) | 18 |
| Tabulka 2 - Porovnání vybraných vlastností xenonového a scintilačního detektoru (7) | 30 |
| Tabulka 3 - Porovnání vlastností FDP a LDA detektorů (7) | 31 |
| Tabulka 4 - Zdroje chyb měření vytvořené operátorem a způsoby jejich kompenzace (5) (7) (14) (15) (17) | 46 |
| Tabulka 5: Parametry testované v rámci typicky prováděných kvalifikačních zkoušek (7) | 53 |
| Tabulka 6 - Parametry nastavení CT použité v experimentu (28) | 59 |
| Tabulka 7 - Přehledná tabulka všech vlastností zkušební etalonu s referenčními vadami | 64 |
| Tabulka 8 - Kalibrované hodnoty objemů referenčních vad seřazené sestupně dle velikosti | 66 |
| Tabulka 9 - Klíčové zkoumané parametry skenování | 72 |
| Tabulka 10 - Možné kombinace urychlovacího napětí a žhavicího proudu | 72 |
| Tabulka 11 - Logika volby parametrů definujících energii RTG záření | 74 |
| Tabulka 12 - Tloušťky filtrů použitých v experimentu | 74 |
| Tabulka 13 - Kombinace parametrů IT a g | 75 |
| Tabulka 14: Logika volby parametrů energie záření pro jednu velikost voxelu | 75 |
| Tabulka 15 - Parametry nastavení procesu skenování, které byly konstantní | 76 |
| Tabulka 16 - Výkonnostní srovnání výpočetních algoritmů analýz porozity | 78 |
| Tabulka 17 - Porovnání doporučených a optimální tlouštěk filtru pro měření porozity (15) | 86 |
| Tabulka 18 - Porovnání přesnosti měření porozity při menším a větším zvětšení | 109 |
| Tabulka 19 - Porovnání přesnosti a produktivity měření pro různé integrační časy | 110 |
| Tabulka 20 - Porovnání přesnosti a produktivity měření pro různé velikosti voxelu | 111 |

Seznam příloh

Příloha 1 – Vzorový protokol z kalibrace vad na konfokálním mikroskopu (vada 0,5 V)

Příloha 2 – Vývojový diagram hledání optimálních parametrů měření

Příloha 3 – Srovnání obrazových dat vybraných měření

Příloha 4 – Kompletní souhrn výsledků měření