ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ

TEZE DISERTAČNÍ PRÁCE

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA STROJNÍ
ÚSTAV PŘÍSTROJOVÉ A ŘÍDÍCÍ TECHNIKY

TEZE DISERTAČNÍ PRÁCE

Zpracování obrazů z pixelových detektorů při radiografii nabitými částicemi

Ing. Václav Olšanský

Doktorský studijní program: Strojní inženýrství

Studijní obor: Technická kybernetika

Školitel: Prof. Ing. Jiří Bíla DrSc.
Školitel specialista: Doc. Ing. Carlos Humberto Granja Ph.D.

Teze disertace k získání akademického titulu "doktor", ve zkratce "Ph.D."

Praha Červen 2022

Název anglicky: Image Proccesing from Pixel Detector in Proton Radiography

Disertační práce byla vypracována v kombinované formě doktorského studia na Ústavu přístrojové a řídící techniky Fakulty strojní ČVUT v Praze.

Disertant:

Ing. Václav Olšanský
Ústav přístrojové a řídící techniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze
Technická 4, Praha 6
Ústav jaderné fyziky, AVČR v.v.i., Oddělení urychlovačů
Hlavní 130, Řež

Školitel:

Prof Ing. Jiří Bíla DrSc.
Ústav přístrojové a řídící techniky, Fakulta strojní ČVUT v Praze
Technická 4, Praha 6

Školitel-specialista:

Doc. Ing. Carlos Humberto Granja Ph.D.
Advacam s.r.o.
U Pergamenky 12, Praha 7

Oponenti:

Prof. Ing. Ladislav Musílek, CSc.
Doc. Dr. RNDr. Petr Alexa
Doc. Ing. Karel Katovský, Ph.D.

Teze byly rozeslány dne: .....

Obhajoba disertace se koná dne ..... v …… hod.

v zasedací místnosti č. 17 (v přízemí) Fakulty strojní ČVUT v Praze, Technická 4, Praha 6

před komisí pro obhajobu disertační práce ve studijním oboru Technická kybernetika

S disertací je možno se seznámit na oddělení vědy a výzkumu Fakulty strojní ČVUT v Praze, Technická 4, Praha 6.

Prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.
předseda oborové rady oboru Strojní inženýrství
Fakulta strojní ČVUT v Praze

OBSAH

ÚVOD A SOUČASNÝ STAV PROBLEMATIKY 4
1. Úvod a motivace 4
2. Shrnutí dosaženého stavu v oblasti radiografie 4
2.1. Základní principy protonové radiografie 5
2.2. Současné využití a trendy v protonové radiografii 5
3. Fyzika interakcí ionizujícího záření s pevnou látkou 6
3.1. Interakce protonů a dalších těžkých nabitých částic s hmotou 6
3.2. Přehled interakcí dalších typů ionizujícího záření, které není tvořeno nabitými částicemi 7
4. Polohově citlivé detektory záření 7
4.1. Polohově citlivý detektor Timepix 8
CÍLE 9
5. Stanovení cílů a novosti 9
5.1. Cíle práce 9
5.2. Shrnutí nového poznání v této práci 10
5.3. Zvolený přístup řešení problematiky 11
ŘEŠENÍ A VÝSLEDKY 11
6. Metody zpracování a rekonstrukce obrazu 11
7. Protonová radiografie 12
7.1. Radiografie využívající vysokoenergetické protony 12
7.2. Radiografie využívající protony se střední energií 14
7.3. Radiografie s využitím protonů s nižší energií 16
8. Nově vytvořené programové systémy pro hromadné zpracování dat z protonové radiografie 20
ZHODNOCENÍ A ZÁVĚR 20
9. Shrnutí dosažených cílů, výsledků a přínosů autora 20
10. Závěr 21

ÚVOD A SOUČASNÝ STAV PROBLEMATIKY

1. Úvod a motivace

Radiografií se rozumí zobrazování vzorků a jejich vnitřních struktur pomocí ionizujícího záření (IZ). Její historie se píše již od konce 19. Století [1, 2], kdy W. C. Roentgen objevil schopnost tzv. paprsků X zobrazovat vnitřní struktury organismů. Princip Roentgenovy (RTG) radiografie je založen na polohově citlivém měření poklesu intenzity ozáření za vzorkem, což je dáno různou četností zachycených fotonů v závislosti na 2D poloze [3, 4].

Radiografie pomocí těžkých nabitých částic je založena na odlišném principu získávání obrazových informací o snímaných vzorcích. Na rozdíl od RTG radiografie je zde zobrazování založeno na energetických ztrátách jednotlivých částic po průchodu vzorkem. Proto stačí pouze jediný proton (resp. nabitá částice) k získání úplné informace o daném obrazovém bodu. Tímto principem je snížena radiační zátěž vzorku oproti RTG [5], jelikož stačí vzorek vystavit mnohonásobně nižšímu počtu částic i když jsou obecně radiační účinky od protonů vyšší.

K záznamu jednotlivých protonů byly vybrány moderní precizní hybridní polovodičové polohově citlivé detektory Timepix a Timepix3 (pracujících na bázi ASIC čipů) [6]. Na základě zaznamenaných stop po dopadu jednotlivých protonů je možné zpětně získat veškeré parametry nesoucí informace o jednotlivých protonech. Pro získání těchto parametrů a následné rekonstrukci obrazu, je třeba vyvinout a optimalizovat vhodné algoritmy.

2. Shrnutí dosaženého stavu v oblasti radiografie

Radiografii lze rozdělit na několik typů. Pří klasické RTG radiografii se měří pokles intenzity ozáření za vzorkem v závislosti na poloze. Dále můžeme zařadit vlastní radiografii (též autoradiografii), pří které jsou zobrazovány a zkoumány vnitřní radioaktivní struktury např. v horninách. Při autoradiografii se nevyužívají externí zdroje IZ. Dalším typem, kterému se věnuje tato práce, je radiografie pomocí nabitých částic, kterou můžeme dále rozdělit podle jejich typu (lehké a těžké nabité částice). Mezi lehké nabité částice řadíme elektrony a při elektronové radiografii se uplatňuje princip zkoumání prostorového úhlu rozptylu na základě vlastností materiálů [7]. Mezi těžké nabité částice řadíme protony a ionty. Při radiografii svazkem těžkých nabitých částic můžeme zkoumat vlastnosti materiálů na základě ztrát energie částic.

2.1. Základní principy protonové radiografie

První publikace týkající se protonové radiografie jsou datovány do roku 1968 [8], kdy byla prokázána vhodnost protonové radiografie k zobrazení tenkých vzorků, kde lze snadno výběrem vhodné energie protonů odlišit malé rozdíly ve struktuře vzorků. Hlavním principem protonové radiografie je, že vysokoenergetické protony prolétnou jak vzorky, tak i detektorem a tím pádem předají detektoru pouze část své energie. Tloušťka vzorku a energie svazku je zvolena tak, aby většina protonů proletěla vzorkem i detektorem. Protony předají zlomek své energie ve vzorku a další zlomek v detektoru. Vhodnou kalibrací lze zpětně ze zlomku energie zanechané v detektoru zpětně spočítat celkovou energii částice, která detektorem prolétla [9]. Detektorů je možné zařadit za sebou více, kde např. jeden využít k měření energie, další k časové identifikaci, což je vhodné např. u různoběžných svazků, kde můžeme v jednotlivých detektorech identifikovat konkrétní částici a určit tak směr průletu. V případě nízkoenergetických protonů dojde k zabrzdění všech protonů, které prolétly vzorkem, v detektoru.

Druhým principem protonové radiografie je optická metoda, při které se využívá rozptylu resp. změny trajektorie protonů nebo dalších těžkých nabitých částic po průchodu vzorkem. K tomu je třeba vytvořit elektromagnetickou optickou soustavu složenou elektromagnetických kvadrupólů. Princip je shodný jako u elektronové radiografe, ale je mnohonásobě energeticky i prostorově náročnější. Experimenty s tímto principem radiografie jsou popsány v [10].

2.2. Současné využití a trendy v protonové radiografii

V současné době se rozvíjejí systémy zobrazování pomocí protonového svazku v centrech protonové radiografie. Motivací pro vývoj této radiografie bylo to, že se při diagnostice a plánování protonové léčby využívají snímky z RTG počítačové tomografie (CT). Hlavní myšlenkou bylo to, že by mohl být protonový svazek využit nejen k léčbě, ale i k zobrazování. Pro zobrazování bylo využito tzv. skenování tužkovým svazkem (PBS – pencil beam scanning) [11-14]. Rekonstrukce obrazu byla založena na zobrazování energie protonů dopadených na detektor po průchodu vzorkem. Výsledné obrazy byly vzájemně porovnány se snímky z CT [13]. Tyto popsané experimenty a metody byly založeny na podobném principu jako výsledné obrazy v této práci, ale byly k tomu použity jiné detektory a tím pádem i jiný způsob zpracování obrazu.

Protonová radiografie založená na druhém principu optického přenášení protonů na obrazovou plochu, kde byl umístěn detektor, je popsána v článcích [10, 15-18].

3. Fyzika interakcí ionizujícího záření s pevnou látkou

Aby bylo možné podrobně se zabývat protonovou radiografií, bylo nutné se nejdříve seznámit s fyzikálními vlastnostmi protonů a dalších nabitých částic a v neposlední řadě i fyzikálními procesy při interakcích dalších typů záření s pevnou látkou, např. elektrony, fotony. K interakcím dochází, pokud se nabitá částice dostane do blízkosti libovolného atomu látky. Obecně lze říci, že k interakcím nabitých částic s okolím dochází vždy, pokud svazek nabitých částic není ve vakuu [19].

Jelikož protony jsou nabité částice, tudíž i nosiči náboje, uplatňují se při interakcích Coulombovské síly. To znamená, že spolu reaguje náboj, který nabitá částice nese, se záporným nábojem elektronů v elektronových obalech a s kladným nábojem jader jednotlivých atomů látky [20].

3.1. Interakce protonů a dalších těžkých nabitých částic s hmotou

Těžké nabité částice interagují především Coulombovskými silami. Proton se řadí mezi těžké nabité částice, nese kladný náboj, reaguje tedy se záporným nábojem elektronů v atomovém obalu. V atomech, kterým předala nabitá částice energii, dochází zejména k ionizaci nebo k excitaci. Při ionizaci se oddělí elektron z atomového obalu, vzniká pár iont – elektron. Při excitaci dochází k přenesení elektronu v atomovém obalu do vyšší energetické hladiny. Při ionizaci dochází k předání většího množství energie než při excitaci. K uvolnění elektronu z atomového obalu je zapotřebí, aby byla překonána vazebná energie elektronu. Elektron, který se uvolnil při ionizaci z atomového obalu, se pohybuje s kinetickou energií odpovídající zbylé energii z interakce po překonání vazebné energie.

Velice důležitou veličinou popisující interakce těžkých nabitých částic s látkou je lineární přenos energie [20]. Tato veličina vyjadřuje ztrátu energie vztaženou na jednotku délky trajektorie částice v látce. Pokud má nabitá částice dostatečně velkou energii, pohybuje se hmotou v přímém směru a její kinetická energie klesá velmi pomalu. K předání většiny energii dochází na konci trajektorie průchodu nabité částice látkou. Grafické znázornění závislosti předání energie monoenergetického svazku nabitých částic na hloubce průniku látkou se nazývá Braggova křivka.

Dalším jevem, ke kterému může dojít při průletu těžké nabité částice hmotou, je sekundární emise elektronů. K tomu dochází tak, že elektron v atomovém obalu dostane energetický impulz od procházející nabité částice. Tyto elektrony jsou vyraženy v různých směrech od stopy průletu primární nabité částice. Jednotlivé sekundární elektrony mají výrazně nižší energii než primární částice. Jeden těžký iont může emitovat až stovky sekundárních elektronů. Tento jev se nazývá δ-záření.

3.2. Přehled interakcí dalších typů ionizujícího záření, které není tvořeno nabitými částicemi

Často je protonový svazek doprovázen také jiným typem ionizujícího záření. Nejčastěji se můžeme setkat s různými typy fotonového resp. elektromagnetického ionizujícího záření. Základním rozdílem u interakcí nenabitých částic oproti nabitým je ten, že se neuplatňují Coulombovské síly.

Všechny typy fotonového záření jsou zároveň elektromagnetické vlny. Zde je zmíněna jen ta část spektra, která se označuje jako ionizující záření (IZ). V elektromagnetickém spektru jde o RTG záření s vlnovými délkami 10^{-9} do 10^{-11} m, tj. nižšími než 1 nm, což odpovídá energii od jednotek po stovky keV, a záření gama, jehož vlnová délka je menší než 10^{-11} a energie se pohybuje v řádech od 100 keV výše [21]. Ačkoliv částečně ionizuje již i ultrafialové záření s nejnižšími vlnovými délkami (UV-C), nebudeme se jím zabývat, jelikož se jedná pouze o okraj ultrafialového spektra a radiační účinky tak budou popsané u RTG záření.

K interakcím fotonů s hmotou dochází nejčastěji v atomovém obalu, kde se nejčastěji uplatňují 3 typy interakcí: fotoefekt (též fotoelektrický jev), Comptonův rozptyl a produkce párů (elektron-pozitron). Při fotoefektu je energie fotonu kompletně spotřebována na uvolnění elektronu, tj. musí být vyšší, než je jeho vazebná energie, a případný přebytek energie je předán emitovanému elektronu v podobě kinetické energie. Emitovaný elektron se nazývá fotoelektron. Při Comptonvě rozptylu dochází k emisi elektronu podobně jako u fotoefektu, avšak nedojde k absorpci původního fotonu. Ten předá emitovanému elektronu pouze část své energie a sám změní svoji trajektorii o úhel ϑ. Při posledním zmíněném typu interakce dochází ke vzniku páru elektron-pozitron, přičemž pozitron vzápětí anihiluje s jiným elektronem a vytvoří se dvojice fotonů o energii 511 keV, které letí opačným směrem. Podmínkou produkce párů je překonání prahové energie primárního fotonu nad hodnotu 1,022 MeV, což odpovídá dvojnásobku klidové energie elektronu, resp. jde o součet klidových energií elektronu a pozitronu. Tento efekt dominuje u fotonového záření s vyššími energiemi, zatímco fotoefekt dominuje u fotonů s nižší energií. Pro fotony o energii okolo 1 MeV dominuje Comptonův rozptyl [19] a u fotonů s ještě nižší energií dominuje fotoefekt.

4. Polohově citlivé detektory záření

Mezi polohově citlivé polovodičové detektory záření lze zařadit stripové detektory, pixelové detektory na bázi CCD čipů a monokrystalové polohově citlivé detektory mezi které patří i detektor Timepix. Většina polohově citlivých polovodičových detektorů využívá segmentaci polovodičů. V případě stripových detektorů jsou to pruhy polovodičů,

kterými je detekována poloha události. Polohu detekce události je možné určit pomocí souřadnic segmentu, kde byla událost detekována. Pokud je událost detekována více segmenty vedle sebe, tak pravděpodobně detekovaná částice nedopadla kolmo k ploše detektoru. Úhel dopadu lze určit ze znalosti tloušťky aktivního objemu a počtu segmentů. Energie částice je dána celkovým odvedeným nábojem, který se vytvořil v aktivním objemu. Pro 2D rozlišení stripového detektoru se využívá 2 úrovní stripových detektorů, které jsou vůči sobě kolmé. Jedna sada segmentů detekuje ve směru osy X a druhá sada ve směru osy Y. Místo události určí souřadnice segmentů, jimž byl dopad částice detekován. U CCD detektorů je vrstva polovodiče segmentována do čtvercových oblastí. Místo dopadu je pak určeno detekcí konkrétním pixelem. Elektronika pro detekci CCD čipu je společná a výsledný pixel je dán vlastnostmi signálu.

4.1. Polohově citlivý detektor Timepix

Detektory Timepix a Timepix3 jsou polohově citlivé detektory z rodiny Medipix vyvinuté v laboratořích CERN. Konkrétně se jedná o hybridní polovodičové detektory na bázi zákaznického integrovaného obvodu (angl. Application Specific Integrated Circuit – dále ASIC). V České republice se na vývoji těchto detektorů podílel Ústav technické a experimentální fyziky ČVUT a nadále se na vývoji podílí firma Advacam s.r.o. [22].

Základem všech detektorů z rodiny Medipix tvoří polovodičový monokrystal o tloušťkách 300, 700, 1000, 1500 μm. Jako polovodičový materiál je použit křemík popř. sloučeniny CdTe nebo GaAs. Standardní senzor se skládá z 65536 pixelů (256 × 256), které jsou nabondovány na spodní straně krystalu. Rozteč mezi pixely je 55 μm a velikost celého senzoru je 14,08 × 14,08 mm tj. 1,98 cm^2. Každý pixel má samostatnou elektroniku, která slouží výhradně separátnímu zpracování signálu pro každý pixel. Na pixel navazuje vstupní zesilovač a komparátor. Komparátor vyhodnocuje, zda signál překročil daný práh. Částice, která prochází krystalem detektoru, zanechá stopu v podobě nosičů náboje. Celkový náboj nosičů náboje přímo koreluje s energií částice předané detektoru. Jednomu „otisku“ částice v detektoru se říká událost (anglicky event). Elektrony ve vodivostním pásu jsou odvedeny k nabondovaným elektrodám. Zde je proudový signál zesílen a vstupuje na komparátor, který vyhodnocuje, zda byla překročena prahová hodnota.

Na základě tohoto principu fungují měřící režimy všech detektorů z rodiny Medipix [23].

Medipix mode:

V tomto režimu je započtena každá událost. Lze využít k počítání míry událostí v čase.

Timepix mode:

V tomto režimu je zaznamenána hodnota, která odpovídá době od začátku časového rámce (*dále frame*), ve které byla překročena hodnota prahu. V případě použití detektoru Timepix3 je zaznamenána hodnota času tzv. Unix time, jelikož nepracuje v iteračním módu, ale v reálném čase. Tento režim nelze použít s detektorem Medipix. Hodnota v tomto režimu bývá někdy označována zkratkou ToA, která znamená anglicky Time of Arrival, což v překladu znamená čas příletu (částice).

Time over threshold mode (ToT):

Režim ToT znamená v češtině „doba přes práh“. V tomto režimu je zaznamenána doba, po kterou bylo překročeno prahové napětí na komparátoru. Tato doba je závislá na velikosti náboje odvedeného daným pixelem, což závisí na počtu vytvořených nosičů náboje v aktivním objemu a to přímo koreluje s energií, kterou zanechala částice, jež dopadla na detektor. V tomto režimu nepracují detektory Medipix a Medipix2.

CÍLE

5. Stanovení cílů a novosti

5.1. Cíle práce

Hlavním cílem práce je:

Vývoj metody zpracování a rekonstrukce obrazu pomocí pixelových detektorů Timepix a Timepix3 při radiografii nabitými částicemi konkrétně protony.

Pro realizaci tohoto cíle je třeba porozumět interakcím protonů v aktivní vrstvě detektoru, na jejichž základě vznikají zaznamenané signály, které jsou ukládány jako surová data. Ta je zapotřebí zpracovat, vyhodnotit a následně lze zrekonstruovat obraz vzorku. Samotné zpracování dat a rekonstrukce obrazu je postaveno na novém principu získávání obrazových informací na základě energetických ztrát protonů. Využitím těchto detektorů Timepix a Timepix3 (hybridní polovodičové pixelové detektory na bázi ASIC čipů) je možné získat úplnou informaci o jednom obrazovém bodu

pouze z jediného protonu. V rámci tohoto hlavního cíle byl formulován dílčí podcíl:

Vytvořit nový řetězcový algoritmus (pro hromadné zpracování dat a vytěžení všech informací o jednotlivých protonech), jehož součástí bude i následná rekonstrukce obrazu. Pozn.: Tento algoritmus kombinuje již existující, které jsou optimalizovány, s nově vytvořenými algoritmy.

Dalšími dílčími cíli jsou:

Dílčí cíl 1: Zkoumání a vyhodnocení odezvy aplikace zvolené detekční metody na vzorcích typu hliníkových a Mylarových fólií od 5 mikrometrů, křidélka mouchy atp.

Dílčí cíl 2: Určení rozlišovací schopnosti a zobrazovací citlivosti zobrazovací metody pro případ slabě kontrastních vzorků např. tenké 5mikrometrové Mylarové folie.

Dílčí cíl 3: Rozvinutí použité zobrazovací metody s nasazením detektorů Timepix a Timepix3.

Původní znalostní zisk při splnění cílů HC a DC3: Rozvíjená metoda využívá nekonvenčního fyzikálního principu radiačního zobrazování pomocí těžkých nabitých částic a jejich selektivní energetické ztráty při průchodu tenkými vrstvami. Toho lze využít mimo jiné i k vývoji inovativního technologického přístupu v oblasti strukturální materiálové analýzy a zobrazování vzorků.

5.2. Shrnutí nového poznání v této práci

Tato práce popisuje komplexní proces zobrazování tenkých vzorků pomocí svazku urychlených protonů počínaje plánováním a návrhem experimentu přes samotnou realizaci a konče zpracováním dat a rekonstrukcí obrazu. Během tohoto procesu bylo třeba zvolit nové přístupy pro realizaci cílů práce. V době zadání této práce bylo zcela novým principem pro radiografické zobrazování využití poklesu energie nabitých částic (resp. protonů) po průletu vzorkem. Postupem času se radiografie tento typ radiografie začal využívat avšak s jinými detektorovými technologiemi a také pomocí jiného principu výsledného zpracování a rekonstrukce obrazu. Použitím detektorů Timepix je možné získat mnoho informací o stopách většiny částic v celé ploše detektoru. Z těchto stop lze zpětně dopočítat vlastnosti částice (v této práci především protonu) před dopadem na detektor (energie, směr, přesná pozice dopadu, typ částice – v tomto případě především, zda-li se jedná o proton či o záznam sekundárního záření). Tento princip již byl vyvinut společně s detektory, ale tato práce popisuje novost implementace tohoto principu pro radiografii nabitými částicemi. Jednotlivé

experimenty byly navrženy a realizovány na urychlovačích, které primárně neslouží k zobrazování vzorků. Realizovaná metoda poskytuje nový přístup k radiografii, kterou lze díky ní provést na velmi rozdílných avšak snadno dostupných urychlovačích. Metoda si neklade podmínku na konkrétní hodnotu primární energie urychlených protonů, nýbrž pouze na monoenergetičnost jednotlivých částic.

Při optimalizaci algoritmů byly naprogramovány nové skripty a funkce, pomocí kterých lze stažená data z detektoru předzpracovat, filtrovat, analyzovat a lze z nich rekonstruovat obraz vzorku. Některé skripty kombinují existující algoritmy s vlastními novými funkcemi a programovými metodami. K některým algoritmům byly zpětně odvozeny rovnice, které vyjadřují matematický vztah programového procesu. Ačkoliv většina metod a algoritmů byla již v minulosti matematicky popsána, tak naprogramované skripty a funkce vytvářejí unikátní ucelené programové systémy, pomocí nichž je možné zanalyzovat data z detektorů Timepix a zrekonstruovat z nich výsledné radiogramy.

5.3. Zvolený přístup řešení problematiky

Pro splnění cílů práce byla zvolena řada dílčích kroků, kterými jsou: koncepce fyzikální úlohy, návrh a realizace experimentálních měření na dostupných urychlovačích, zpracování rozsáhlých dat z pixelových detektorů, vývin metody precizního spektrálního směrového trackování jednotlivých nabitých částic a výsledná tvorba i vyhodnocování energeticky citlivých radiogramů. Implementace algoritmů vyžaduje slučování a syntézu programů a jejich skriptů pro specifické zpracování i analýzu dat z jednotlivých měření.

ŘEŠENÍ A VÝSLEDKY

6. Metody zpracování a rekonstrukce obrazu

Vytvoření výsledného radiogramu je založeno na zobrazení hodnoty energie částice v místě dopadu, případně je možné zobrazit v daném bodě další informace o klastrech jednotlivých událostí. Celková hodnota energie vypočítaná součtem všech pixelů z clusteru je uložena do obrazového pixelu v místě dopadu. V případě zobrazování dalších parametrů se uloží k danému bodu příslušná informace. Jako další parametry, na jejichž základě byly zobrazovány výsledné radiogramy, byly využity informace o velikosti plochy jednotlivých klastrů a o jejich výšce. Plocha klastru je rovna počtu pixelů, kterými byla událost detekována. Jako výška klastru je brána maximální hodnota energie naměřená daným klastrem. Je-li nalezeno více dopadů stejných částic pro jeden obrazový pixel, můžeme jako zobrazovanou hodnotu využít buď aritmetický průměr dané hodnoty ze všech událostí

detekovaných v témže bodě, nebo lze zobrazit např. maximální hodnotu dané vlastnosti ze všech lokalizovaných klastrů. Z tohoto principu vyplývá, že pro jeden obrazový pixel stačí získat data pouze od jedné částice. Pro eliminaci nežádoucích clusterů je možné provést 2D filtraci, která odstraní clustery, které vznikly např. působením nežádoucího záření např. fotony nebo elektrony. Kromě celkové energie předané částicí detektoru a dalších parametrů klastru potřebujeme znát i přesné souřadnice místa dopadu. K tomu lze využít několika metod, mezi něž patří např. Houghova transformace, fitování na 2D Gaussian, případně lze taktéž využít i metod shlukové analýzy např. K-means.

7. Protonová radiografie

Tato kapitola se zabývá komplexním zapracováním protonové radiografie. Je v ní zahrnuta příprava, realizace a vyhodnocení experimentů. A návrh, vývoj zhodnocení použitých metod při realizaci experimentů, následného zpracování dat a rekonstrukce obrazu. Realizovány byly celkem 3 typy protonové radiografie na různých urychlovačích částic s rozdílnými energiemi urychlených protonů.

7.1. Radiografie využívající vysokoenergetické protony

Experiment k tomuto typu radiografie byl realizován centru HIT (Heidelberg Ion-Beam Therapy Centre), což je klinické středisko iontové terapie [24]. Energie protonů využitých při tomto radiografickém experimentu byla 221 MeV. K měření byl použit detektor Timepix, před kterým bylo připevněno křidélko mouchy a sada tenkých folií, které sloužily jako vzorek. Protony procházely skrz vzorky v kolmém směru. Jelikož experiment byl navržen pro radiografické měření tenkých vzorků, bylo možné zanedbat rozptyl svazku na vzorcích a tím pádem bylo možné počítat s čistě kolmými dopady protonů na detektor. Cílem experimentu bylo změřit energii a místo dopadu protonu na detektor a zjistit jak se změnila jeho energie v důsledku průchodu vzorkem. Jelikož dolet protonů v pevné látce je při této energii výrazně delší než součet tloušťky vzorku i detektoru, částice prolétly skrz obojí. Protony tedy v detektoru nezastavily, tudíž se deponovaná energie v detektoru rovnala dE/dx. Dále bylo cílem vytvořit výsledný radiogram, kde pro každý pixel byla zobrazena hodnota energie na barevné škále. Hodnota dE/dx, která byla předána jednotlivými protony detektoru, kde dx představuje tloušťku aktivní vrstvy detektoru (tedy 300 μm), měla hodnoty přibližně od 3 do 7 MeV.

Data zaznamenaná detektorem obsahovala jednotlivé klastry vytvořené jednotlivými protony, které byly uloženy v časových framech. Klastry vznikly sběrem náboje v aktivní vrstvě detektoru, který bys sbírán pomocí pixelových elektrod. Obrazy klastrů měly kruhový charakter a

nejvíce energie bylo soustředěno v jejich středu. Data byla zaznamenána jako ToT a po jejich kalibraci bylo možné jejich sečtením získat energii, kterou proton zanechal v detektoru. Jednomu protonu odpovídá vždy jeden klastr. Aby bylo možné zrekonstruovat radiogram, bylo potřeba zpracovat a zanalyzovat všechny klastry. Nejprve bylo nutné vybrat, klastry, které vznikly záznamem dopadu právě jednoho protonu (2D filtrace). Následně bylo zapotřebí lokalizovat bod dopadu a uložit jeho souřadnice a nakonec sečíst všechna data odpovídající danému klastru a uložit ke zjištěným souřadnicím do matice výsledného radiogramu. Pro přesné určení místa dopadu protonu byly vybrány 3 různé metody: Houghova transformace, fitování 2D Gaussianu a určení těžiště pomocí výpočtu orientované 2D střední hodnoty. Jednotlivé metody byly následně mezi s sebou porovnány, viz tabulka 1.

Tabulka 1 Porovnání metod pro výpočet dopadů protonů

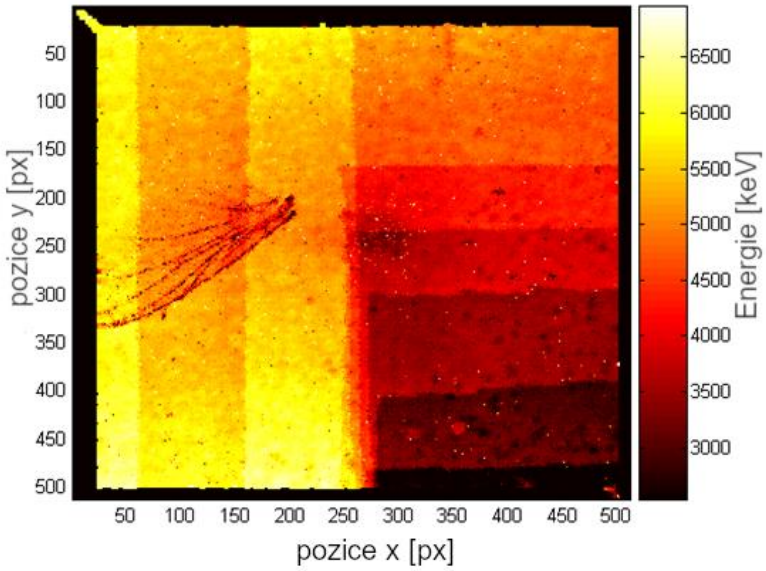
Porovnání metod	Průměr. euk. vzd. [px]	Směrodatná odchylka [px]
Fitování - 2D stř. h.	0,107	0,057
Hough. t. - Fitování	0,749	0,302
2D stř. h. - Hough. t.	0,729	0,295

Na základě porovnání jednotlivých metod bylo zjištěno, že obě metody jak fitování 2D Gaussianu tak i určení těžiště pomocí 2D střední hodnoty vykazovali velikou přesnost na rozdíl od použití Houghovy transformace pro detekci kružnic. Hodnota průměrné eukleidovské vzdálenosti mezi bodem určeným fitováním a výpočtem orientované střední hodnoty byla dána posunem celého výsledného radiogramu nikoliv nepřesností určení. Nakonec byla vybrána pro rekonstrukci a analýzu výsledného radiogramu právě metoda výpočtu orientované střední hodnoty, jelikož určování souřadnic pomocí fitování bylo několika násobně časově náročnější, což při zpracováním ohromných souborů dat by trvalo neúměrně dlouho (na dostupné výpočetní technice v řádu desítek hodin až dnů).

Výsledné obrazy byly zobrazeny s různým rozlišením a následně byla pozorována a analyzována kvalita zobrazení tj. zkoumání počtu obrazových bodů, do nichž nebyl zobrazen jediný proton. Nejlepší radiogram z tohoto typu radiografie je zobrazen na obr. 1.

Jelikož data, ze kterých byl výsledný radiogram počítán, se skládala z 34 souborů, z nichž každý obsahoval cca 1000 framů a v každém framu bylo

v průměru 10 clusterů, vychází tedy celková míra událostí na pixel přibližně 1,3. Což je velice dobrý výsledek ve srovnání se standardní radiografií založenou na intenzitě expozice.



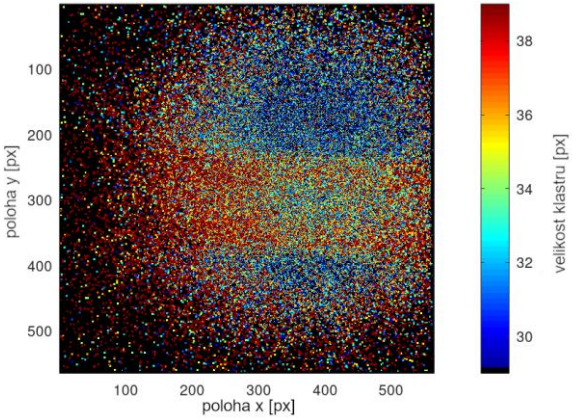
Obr. 1 Výsledný rekonstruovaný obrázek ve dvojnásobném rozlišení, kde velikost jednoho obrazového pixelu představovala 27,5 μm. V tomto rozlišení vycházela míra událostí v průměru na 1,3 dopadu protonu na pixel [25].

7.2. Radiografie využívající protony se střední energií

Experiment byl realizován na urychlovači Cyklotron U-120M Ústavu jaderné fyziky AV ČR (ÚJF) [26, 27]. Ozařování vzorků probíhalo ve vzduchu pomocí protonového svazku, jehož energie byla postupně 13, 22 a 31 MeV a detektor pořizoval data pro každou energii ve 4 různých úhlech natočení vůči kolmici ke svazku. Svazek byl kolimován, úhly byly 0, 10, 20 a 30°. Jako vzorek byla požita mozaika 300 μm tlusté folie, kde byly ve čtverci do kvadrantů složeny přes sebe pruhy této folie. Kvadranty obsahovaly 0, 1, 2 a 3 vrstvy přes sebe naskládaných folií. Dalším vzorkem byla reflexní diamantová folie a posledním vzorkem neosazená deska plošného spoje. Vzorky byly připevněny přímo na kryt detektoru Advapix, který je založen

na technologii Timepix3. Energie protonového svazku byla snižována pomocí tlumících desek na výstupním okně iontovodu.

Naměřená data byla předzpracována pomocí programu Pixet s vnořenými Phytonovskými skripty [28-30]. V rámci tohoto předzpracování byla data kalibrována, takže se následně pracovalo pouze s klastry, jejich polohou, energií a dalšími parametry. Jednotlivé klastry vytvořené dopady protonů na detektor, byly podobné jako v předešlém případě. Jelikož byl však pro měření dat využit detektor Timepix3 nebyla data uložena v časových framech. Každý klastr tak byl zaznamenán samostatně spolu s časovou značkou.



Obr. 2 Radiogram mozaiky folií a napájecího kabelu, který se se dostal do svazku, zobrazuje průměrné velikosti klastrů v jednotlivých pixelech. Mozaice folií odpovídá rozdílný odstín v pravé a levé části obrazu. Kabelu odpovídá tmavší pruh napříč obrázkem. Na kabelu je patrné, že se skládal ze dvou přímých vodičů.

Při zpracování byla nejprve vytvořena a analyzována energetická a výšková spektra, přičemž byla zjištěna nedostatečné monoenergetičnost svazku, čímž nebylo možné zrekonstruovat obrazy vzorků s tenkými. Následně byly přesto vytvořeny radiogramy pro všechny nastavené detektoru. V radiogramech byly zobrazovány jednotlivé parametry klastrů: (četnost, velikosti klastrů, výška klastrů a energie). Zobrazeny byly mj. radiogramy, které byly vytvořeny pouze z výběru v rozmezí hodnot jednotlivých parametrů a jejich kombinací, kde byl zobrazen ještě jiný parametr. Ačkoliv nebyly v radiogramech patrné tenké struktury, dostal se nedopatřením v některých nastaveních do svazku před detektor napájecí kabel, který byl

zaznamenán a ve výsledných radiogramech zobrazen. Byly tam patrné i jednotlivé vodiče. Radiogram se zobrazeným kabelem je ukázán na obr. 2:

7.3. Radiografie s využitím protonů s nižší energií

Toto měření bylo zrealizováno na urychlovači Tandetron 4130 MC (ÚJF) [27, 31], kde byly vzorky ozařovány urychleným protonovým svazkem s energií 2,9 MeV. Cílem tohoto měření bylo ověřit možnosti využití nízkoenergetických protonů k protonové radiografii. V popisovaném experimentu byly využity pro měření snadno definovatelné zkušební vzorky. Nejprve byl změřen čistý svazek protonů a posléze byla provedena měření se vzorky, které byly složeny z tenkých Mylarových a hliníkových folií. Byl změřen průchod svazku přes tyto folie, následně byly zkoumány okraje těchto folií a postupný přechod přes okraje několika na sebe naskládaných folií, (z těchto folií byly vytvořeny schody). Pro radiografický záznam byly využity detektory AdvaPix Timepix3 a MiniPix - Timepix [32].

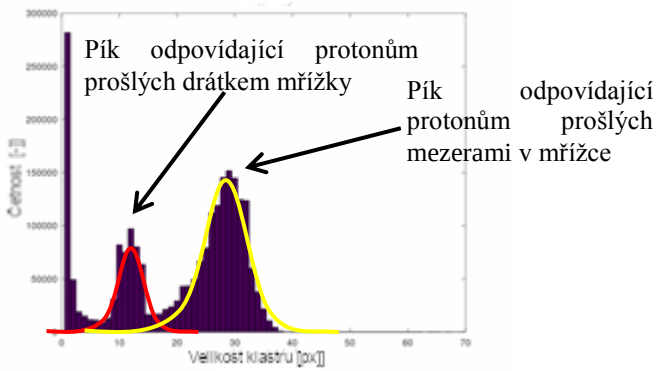
Protonová radiografie na urychlovači Tandetron byla provedena pomocí mikrosvazku protonů. Svazek byl elektromagneticky rozmítán do čtvercového profilu o rozměrech 1×1 mm^2 a veškerá měření byla provedena na vzduchu. Nejprve byly zaznamenány stopy rozmítaného svazku bez vzorků v různých polohách detektoru (ve středu a u okrajů). V tomto měření se uplatnil pouze rozptyl na výstupním okně a ve vzduchu. Vzdálenost detektoru od výstupního okna byla 7 mm, což bylo zachováno po celou dobu měření i při ozařování vzorků, jejichž seznam je uveden v tabulce 2.

Data naměřená jednotlivými detektory byla zpracována a analyzována zvlášť. Data z detektoru Timepix3 byla předzpracována pomocí programu Pixet s vnořenými skripty [28], kterým byl vytvořen seznamy klastrů obsahující všechny zkoumatelné parametry, a na základě některých byly vytvořeny výsledné radiogramy. Z těchto seznamů byly následně zobrazeny histogramy četností klastrů podle počtu jejich pixelů a energetická a výškový spektra. Ukázka četnostního histogramu je znázorněna na obr. 3:

Tabulka 2 Seznam radiografických vzorků měřených na Tandetronu

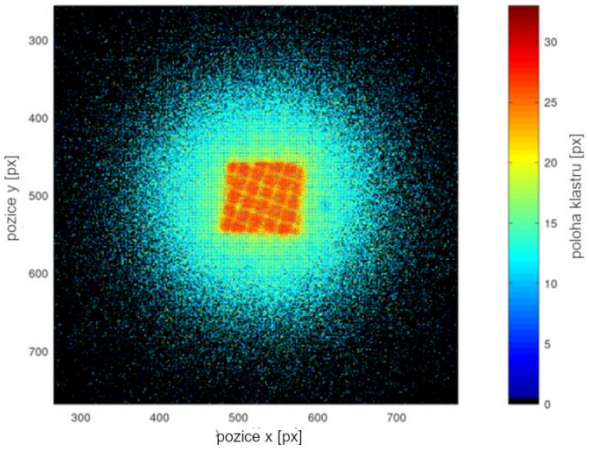
Označení	Vzorek	Poznámka
A	Vzduch	Měření bez vzorku
B	Mylarová folie	Homogenní vzorek jedné folie
C	Hliníková folie	Homogenní vzorek jedné folie
D	Schodově naskládané hliníkové folie	Vzorek složený s jednotlivých folií s postupnou celkovou tloušťkou (0, 5, 10, 15, 25 a 30 μm)
E	Schodově naskládané 5 μm	Vzorek složený s jednotlivých folií s postupnou celkovou od 0 do 20 μm

	Mylarové folie	
F	Hrana Mylarové folie	Hrana pokovené Mylarové folie, kde pokovení končilo cca 1 mm od hrany folie
G_1	Kovová mřížka s roztečí 0,25 mm	Mřížka s 50mikrometrových drátků s roztečí 0,25 mm, která byla nasazena přímo na výstupní okno
G_2	Kovová mřížka s roztečí 0,25 mm	Stejný vzorek jako G_1, který byl oproti předchozímu měření pootočen o nedefinovaný úhel



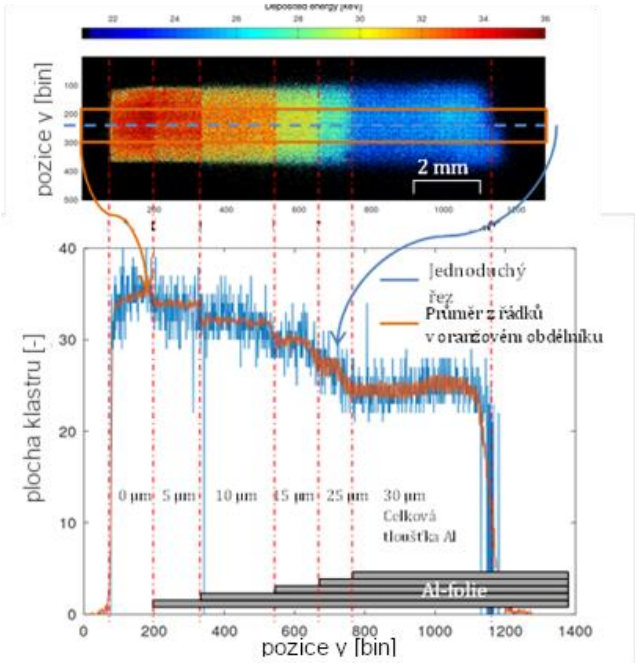
Obr. 3 Histogram četností klastru dle velikostí byl zobrazen na základě radiografických dat, kde byla použita mřížka jako vzorek *(G_1)*. Na histogramu je patrné lokální maximum odpovídající sekundárním fotonům a dále dva oddělené píky připomínající Gaussiány. Větší pík napravo odpovídá klastrům vzniklých dopady protonů, které prolétly mezery v mřížce. Druhý menší pík odpovídá klastrům od protonů prošlých skrz „drátky“ mřížky

Následně po vytvoření těchto spekter a histogramů byla zpracována veškerá data tak, aby je bylo možné zobrazit jako výsledný obrázek. Byly nalezeny pixely, v nichž byl lokalizován dopad protonu. Potom byly na daných souřadnicích uloženy příslušné hodnoty do výsledných matic. Výsledné datové matice byly vytvořeny samostatně podle typu hodnot a podle způsobu jejich výběru v případě lokace více dopadů na stejný pixel. Matice byly vytvořeny na základě četností dopadů v každém pixelu, počtu pixelů v klastru (plocha klastru), energie klastru, maximální hodnoty v klastru a také na základě jejich kombinací. Jeden z výsledných radiogramů je vyobrazen na obr. 4.



Obr. 4 Zobrazení mřížky vytvořené na základě průměrné velikosti klastru na daném pixelu s větším rozlišením – V tomto zobrazení představuje 1 pixel 13,75 μm. Čtvercový rastr mřížky je v tomto zobrazení výraznější a jemnější, než na obr. 15. Na šířku rastru zde připadne přibližně 18 pixelů. Klastry rozptýleného svazku jsou v tomto zobrazení taky výrazně jemnější, jelikož četnost dopadů na pixel je přímo úměrná počtu pixelů tj. 16× nižší.

Data, spektra i radiogramy byly analyzovány a pro vybrané byly zobrazeny souhrnné obrázky s celkovou analýzou daného výsledného radiogramu, viz obr. 5. Tento souhrnný obrázek zahrnuje výsledný radiogram, gram jeho jednoho řádku a průměru ze sta řádků. Zároveň je zde schematicky znázorněn i vzorek samotný, kterým byla v tomto případě sada, částečně se překrývajících se hliníkových folií.



Obr. 5 Analýza radiogramu: Tento radiogram byl vytvořen z hodnot plochy klastrů se zvětšením 1:5. V horní části obrázku je zobrazen výřez, který zahrnuje celou skenovanou oblast vzorku. Barevná škála zobrazuje velikosti klastrů. V obrázku je vyznačena modrou přerušovanou čárou osa řezu, která je zobrazena rovněž modrou barvou v grafu níže. Oranžový obdélník vyznačuje oblast, ze které je zobrazen průměr hodnot v grafu, což je znázorněno oranžovou křivkou. Jednotlivé části obrázku nahoře i grafu pod ním jsou vyznačeny pomocí červených čerchovaných čar, ke kterým je znázorněna odpovídající tloušťka vzorku [33].

Data pořízena detektorem MiniPix – Timepix, byla uložena v časových framech, jelikož detektory Timepix na rozdíl od Timepix3 nedokáží ukládat pro jednotlivý pixel více parametrů zároveň. Při předzpracování byla navíc oproti předchozím zpracováním provedena shluková analýza K-means, pomocí které byla data přiřazena k jednotlivým klastrům. Po předzpracování byla data analyzována stejně jako v předešlém případě pomocí tvorby spekter a histogramů. Výsledné radiogramy byly vytvořeny na základě stejných parametrů jako z dat pořízených detektorem Timepix3, avšak u radiogramů vytvořených z dat pořízených ručním skenováním nebylo zaznamenáno dostatečné množství klastrů a obsahuje velké množství bodů, kde nebyl lokalizován žádný proton.

Výsledkem tohoto typu radiografie byla odhalena možnost využít k zobrazování tenkých vzorků také nízkoenergetický protonový svazek. K experimentu byly využity pouze testovací vzorky. Na základě těchto výsledků je možné naplánovat další experimenty s reálnými vzorky. Je možné vypočítat počet částic na pixel a následně i celkovou dávku, kterou bude potřeba vzorek ozářit. Díky využití protonů je možné dosáhnout poměrně malé radiační dávky absorbované vzorkem. Toho lze docílit jednak snížením celkového počtu protonů a jednak vhodným zvolením maximální tloušťky zkoumaného materiálu tak, aby se protony ve vzorku nezastavily, a tak dojde k předání většiny energie protonu až v detektoru. K zobrazení jednoho obrazového pixelu stačí získat data pouze jednoho klastru odpovídajícího jednomu protonu. Zvolením vhodné tloušťky vzorku tak, aby se nacházel Braggův pík až za vzorkem, je docíleno snížení dávkového zatížení vzorku, které je dáno fyzikou interakcí nabitých částic s hmotou.

8. Nově vytvořené programové systémy pro hromadné zpracování dat z protonové radiografie

V rámci této práce byly vytvořeny nové programové skripty a funkce, kterými byla zpracována data z jednotlivých experimentů protonové radiografie. Pomocí těchto programových systémů skriptů a funkcí byly hromadně načteny textové soubory obsahující data z detektoru případně seznamy klastrů. Následně byla veškerá data těmito programy zpracována včetně vytvoření a uložení radiogramů. Vše proběhlo automaticky s využitím předdefinovaných funkcí a vytvořením a naprogramováním dalších vhodných funkcí pro zpracování dat z protonové radiografie a vznik výsledných radiogramů. Skripty a funkce byly nejdříve vytvářeny v programovém prostředí Matlab a následně v prostředí Octave, který je „open sourcovým“ softwarem podobným Matlabu.

ZHODNOCENÍ A ZÁVĚR

9. Shrnutí dosažených cílů, výsledků a přínosů autora

Při řešení této práce bylo potřeba navrhnout, vytvořit a realizovat novou metodu zobrazování vzorků. Záměrem bylo taktéž vytvořit návrh a zrealizovat experimentální měření včetně sestavení aparatury detektoru, zpracovat naměřená data a vyhodnotit výsledky. Zpracování dat bylo realizováno pomocí naprogramovaného systému. Z výsledků zpracování dat byly vytvořeny radiogramy na základě jejich analýzy. Výsledky a metoda byly prezentovány na konferencích a v článcích.

10. Závěr

Tato práce se zabývá experimentálními metodami a zpracováním obrazu z protonové radiografie. Protonová radiografie je však pouze jedna z variant radiografie pomocí těžkých nabitých částic. Pomocí rozvinuté metody lze zkoumat tenké vzorky s vysokou citlivostí a s vysokým prostorovým rozlišením. Díky citlivosti a preciznímu použití detektoru a rozvinutí metody zpracování naměřených dat lze detekovat a zobrazit i nepatrné rozdíly v lehkých vzorcích například až pětimikrometrové Mylarové folie. Výhodou jsou i malé rozměry a jednoduché použití detektoru pro širokou škálu měření a aplikace včetně možnosti měření ve vakuu.

Využitím detektorů Timepix je možné zaznamenat a zobrazit jednotlivé částice a precizně změřit jejich energii polohu i čas dopadu na detektor. Metoda vyžaduje použití svazku mono-energetických nabitých částic. Díky spektrální odezvě detektoru, který pracuje při pokojové teplotě, lze měření provést také ve vodě či ve vakuu. Princip zobrazování a tvarování kontrastu je založen na přesném měření malé změny energie protonu po průletu vzorkem. Čím větší je energie primárního svazku, tím větší tloušťku vzorků je možné měřit. Další výhoda metody je nízká potřeba četností částic, tím je možné výrazně snížit celkovou radiační dávku absorbovanou vzorky. Dostatečnou obrazovou a kontrastní informaci lze získat pouze jednou částicí na prostorový bin generovaného obrázku.

Hlavním cílem této práce jakož i přínosem autora bylo rozvinout navržené metody včetně rozsáhlého a detailního zpracování dat a tvorby spektrálně citlivých obrázku z protonové radiografie. Byl vytvořen programový systém pro precizní a systematické zpracování dat z detektorů Timepix a Timepix3, díky němuž je možné vytvořit výsledné radiogramy. Byla zpracována data, která byla pořízena pomocí mono-energetických svazků protonů s různými energiemi (od jednotek až po stovky MeV). Přesné metody byly založeny na využití fitování na 2D Gaussian a určení těžiště pomocí výpočtu 2D normované střední hodnoty násobené souřadnicemi. Pro zpracování veškerých dat byly vyvinuty programy, které načetly data do paměti, nalezly středy klastrů, vybraly vhodné klastry a nakonec také zobrazily a uložily výsledné radiogramy.

Při této práci bylo vyřešeno mnoho problémů, ale také vzniklo ještě více dalších možností pro další případnou práci. Rád bych se touto tématikou zabýval i nadále. Dále je možné zaměřit se na další způsoby radiografie pomocí těžkých nabitých částic, u kterých je možné nadále zvyšovat přesnost zobrazení. Pro zvyšování citlivosti a kontrastu lze tuto přesnost zvýšit použitím iontů těžších než protony, např. ionty uhlíku ^{12}C. Také je možné snížit vliv rozptylů na vzduchu při protonové radiografii měřením ve vakuu.

V této práci jsem se taky snažil využít detektor Minipix k měření ve vakuu v rámci druhého ozařovacího dne na urychlovači Tandetron 4130 MC. Pro toto měření jsem vytvořil dvojitou redukci mezi USB kabelem a průchodkami vakuové komory na Tandetronu. Detektor se do vakuové komory vešel a komunikoval s PC přes redukce.

Dále existuje možnost aplikace elektronové radiografie na urychlovači Mikrotron MT25 [34]. Při elektronové radiografii se však uplatňuje jiný princip zobrazení kontrastu. Při elektronové radiografii vzniká kontrast v závislosti na rozptylu svazku při průchodu skrz vzorek. Již hotová měření na tomto urychlovači, na kterých se autor podílel, jsou popsány v [33].

Úplným závěrem bych rád shrnul, že tato práce byla úspěšná. Byly vyvinuty nové metody pro zobrazení kontrastního obrázku pro malé tenké vzorky, při kterém stačila jedna jediná částice pro zobrazení jednotlivého obrazového pixelu. Metoda a měření byly aplikovány na různých energiích protonů. Data z měření byla zpracována a byly vytvořeny kontrastní radiogramy. Pro zpracování veškerých dat ze všech měření byly vytvořeny programy, kterými byla data hromadně zpracována a zobrazena v podobě výsledných kontrastních radiogramů. Metoda byla rozpracována a prezentována na mezinárodních konferencích spolu s výsledky vybraných měření.

Publikace související s tématem disertační práce

OLŠANSKÝ, V., GRANJA, C., KRIST, P. et al., *Proton radiography with the pixel detector Timepix*, Acta Polytechnica, 4 (2016) 56-61

OLŠANSKÝ, V., GRANJA, C., OANCEA, C. et al., *Spectral-Sensitive Proton Radiography of Thin Samples with the Pixel Detector Timepix3*, Journal of Instrumentation JINST 17 (2022) C04016, https://doi.org/10.1088/1748-0221/17/04/C04016

MACKOVÁ, A., MALINSKÝ, P., CUTRONEO, M., HAVRÁNEK, V., VOSEČEK, V., FLAKS, J., SEMIÁN, V., VONKA, L., ZACH, V., BEM, P., BĚHAL, R., CIHAK, M., MRÁZEK, J., KRIST, P., POKLOP, D., ŠTEFÁNIK, M., ŠTURSA, J., OLŠANSKÝ, V., CHVÁTIL, D., TECL, J. et al., *Small accelerators and their applications in the CANAM research infrastructure at the NPI CAS*. The European Physical Journal Plus. 136 (2021), https://doi.org/10.1140/epjp/s13360-021-01430-y.

GRANJA, C., JAKŮBEK, J., SOUKUP, P., JAKŮBEK, M., TUREČEK, D., OANCEA, C., GOHL, S., BERGMANN, B., POSPÍŠIL, S., MALICH, M., VUOLO, M., OWENS, A., ZACH, V., ŠTURSA, J., CHVÁTIL, D., OLŠANSKÝ, V., RUCINSKI, A., GAJEWSKI, J., STASICA, P., VYKYDAL, Z., ŠOLC, J. *MiniPIX Timepix3 – a Miniaturized Radiation Camera with Onboard Data Processing for Online Characterization of Wide-Intensity Mixed-Radiation Field*, Journal of Instrumentation JINST 17 (2022) C03019, https://doi.org/10.1088/1748-0221/17/01/C03019

OLŠANSKÝ, V., GRANJA, C., OANCEA, C. et al. *High-contrast low-dose proton radiography of thin samples at the Tandetron accelerator*, Applied Nucl. Phys. Conf. 2021 Proc., Eur Phys. J. Web of Conf. 261 (2022) 01005, https://doi.org/10.1051/epjconf/202226101005

GRANJA, C., OANCEA, C., MACKOVÁ, A., HAVRÁNEK, V., OLŠANSKÝ, V. *Energy Sensitive Imaging of Focused and Scanning Ion Microbeams with μm Spatial and μs Time Resolution*, Applied Nucl. Phys. Conf. 2021 Proc., Eur Phys. J. Webof Conf. 261 (2022) 01007, https://doi.org/10.1051/epjconf/20222610100

Seznam použité literatury

[1] ULLMANN, V., Aplikace ionizujícího záření. In: *Astronuklfyzika.cz* [online]. Ullman, V., [cit. 11.9.2021]. Dostupné z: http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm

[2] CYRIER, J. et al, What is Radiography. In: *www.etsu.edu* [online] Radiologic Science, Department of Allied Health Sciences, East Tenesee state university. [cit 11.9.2021] Dostupné z: https://www.etsu.edu/crhs/allied-health/radiologic/whatis.php

[3] ŽEMLIČKA, J., JAKŮBEK, J., KROUPA, M. et al., *Analysis of painted arts by energy sensitive radiographic techniques with Pixel Detector Timepix*, JINST 6 (2011) C01066

[4] JAKŮBEK, J., DAMMER, J., HOLÝ, T. et al., *Spectrometric Properties of Timepix Pixel Detector for X-ray Color and Phase Sensitive Radiography*, IEEE Nucl. Sc. N50, 6 (2007) 2323-2326

[5] STEWARD, V. W., *Proton (Heavy Ion) Radiography in Medical Diagnosis* , IEEE Nucl. Sc. NS-26, 2 (1979) 2257-2261.

[6] DREIER, E.S., SILVESTRE, C., KEHRES, J. et al., *Virtual subpixel approach for single-mask phase-contrast*, Nucl. Inst. Meth., A 612 (2010) 571-575

[7] MERRILL, F. E., MORRIS, C. L., FOLKMAN, K., HARMON, F. et al., Portable electron radiography system, Proc. „Particle Accelerator Conference“ Knoxville, Tennessee (2005) 1715-1717

[8] KOEHLER, A. M., *Proton Radiography*, Science 160 (1968) 303-304

[9] JAKŮBEK, J.,*Precise energy calibration of pixel detector working in time-over-threshold mode*, Nucl. Inst. Meth., A 633, (2011) S262-S266

[10] MORRIS, C. L., KING, N. S. P., KWIATKOWSKI, K. et al., *Charged particle radiography*, Reo. Prog. Phys. 76 (2013) 046301

[11] SAROSIEK, C., DEJONGH, E. A., COUTRAKON, G. et al., *Analysis of characteristics of images acquired with a prototype clinical proton radiography system*, Med. Phys. 48/5 (2021) 2271-2278

[12] DEJONGH, E. A., DEJONGH, D. F., POLNYI, I., *Technical Note: A fast and monolithic prototype clinical proton radiography systém optimized for pencil beam scanning*, Med. Phys. 48/3 (2021) 1356-1364

[13] HARMS, J., MALONEY, L., SOHN, J. J. et al., *Flat-panel imager energy-dependent proton radiography for a proton pencil-beam scanning system*, Phys. Med. Biol. 65 (2020) 145001

[14] DEFFET, S., FARACE, P., MACQ, B., *Sparse deconvolution of proton radiography data to estimate water equivalent thickness maps*, Med. Phys. 47/2 (2020) 509-517
[15] FREEMAN, M. S., ESPY, M., MAGNELIND, P. et al., *Proton radiography for relativistic proton beam therapy*, Proc. of SPIE 10573 (2018) 105732H
[16] FREEMAN. M. S., ALLISON, J.C.,BRODER B. A. et al, *Daek field proton radiograph*, Appl. Phys. Lett., 117 (2020) 144103
[17] PFEIFFER, F., BECH, M., BUNK, O. et al., *Hard-X-ray dark-field imaging using a grating interferometer*, Nat. Materials 7 (2008) 134-137
[18] MALONE, R., CLAYTON, D., FRAYER, D. et al., *Assembly and testing of a large zoom lens for proton radiography*, Proc. of SPIE 10747 (2018) 1074704
[19] KNOLL, G. F., *Radiation Detection and Measurement*, John Wiley and Sons. Inc., New York (1999) ISBN 0-471-07338-5
[20] ŠEDA, J., MUSÍLEK, L., PETR, I. et al., Dozimetrie ionizujícího záření, SNTL Praha (1983) 04-021-83
[21] ELERT, G., Electromagnetic Spectrum; The Physics Hypertextbook. In: *physics.info*. [online] Elert, G., 1998-2021 [cit. 25.8.2021] dostupný z: https://physics.info/em-spectrum/
[22] JAKŮBEK, J. et al. Advacam, Cameras (datasheets). In: *advacam.com* [online]. Jakůbek J., Advacam [cit. 22.9.2021]
[23] LLOPARD, X., BALLABRIGA, R., CAMPBELL, M. et al., *Timepix, a 65 k programmable pixel chip for arrival time, energy and/or photon counting measurements*, Nucl. Inst. Meth., vol. A581, (2007) 254-258
[24] SCHOEMERS, C., FELDMEIER, E., NAUMANN, J. et al., *The intensity feedback system at Heidelberg Ion-Beam Therapy Center*, Nucl. Instr. Meth., A 795, (2015) 92-99
[25] OLŠANSKÝ, V., GRANJA, C., KRIST, P. et al., *Proton radiography with the pixel detector Timepix*, Acta Polytechnica, 4 (2016) 56-61
[26] ŠTURSA, J. et al., Isochronous cyclotron U-120M. In: *ujf.cas.cz* [online], Oddělení uryhlovačů, ÚJF AV ČR v.v.i, Řež, [cit. 22.9.2021]. Dostupný z: http://www.ujf.cas.cz/cs/oddeleni/oddeleni-urychlovacu/
[27] MACKOVÁ, A., MALINSKÝ, P., CUTRONEO, M., HAVRÁNEK, V., VOSEČEK, V., FLAKS, J., SEMIÁN, V., VONKA, L., ZACH, V., BEM, P., BĚHAL, R., CIHAK, M., MRÁZEK, J., KRIST, P., POKLOP, D., ŠTEFÁNIK, M., ŠTURSA, J., OLŠANSKÝ, V., CHVÁTIL, D., TECL, J. et al., *Small accelerators and their applications in the*

CANAM research infrastructure at the NPI CAS. The European Physical Journal Plus. 136 (2021), https://doi.org/10.1140/epjp/s13360-021-01430-y.

[28] TURECEK, D., JAKUBEK, J., SOUKUP, P., *USB 3.0 readout and time-walk correction method for Timepix3 detector*, JINST 11 (2016) C12065

[29] TUREČEK, D., *SW*: *Clusterer, V. 2.4*, Advacam, (2020)

[30] GRANJA, C., *TPX TPX3 Clusterer make elist SW script*, Advacam, (2021)

[31] MACKOVÁ, A., HAVRÁNEK, V. et. al. Laboratoř Tandetronu a jaderných analytických metod. In: *ujf.cas.cz* [online], oddělení neutronové fyziky ÚJF AV ČR v.v.i. [cit. 22.9.2021]. Dostupný z http://www.ujf.cas.cz/cs/oddeleni/oddeleni-neutronove-fyziky/lnam/

[32] ADVACAM, Datasheet AdvPIX-TPX3 v. 1.0. In: *photonlines-recherche.fr* [online] Advacam, s.r.o. (2017). [cit. 23.9.2021] Dostupný z: https://photonlines-recherche.fr/wp-content/uploads/2018/12/AdvaPIX-TPX3-Datasheet-2017-11-16.pdf

[33] OLŠANSKÝ, V., GRANJA, C., OANCEA, C. et al. *High-contrast low-dose proton radiography of thin samples at the Tandetron accelerator*, Applied Nucl. Phys. Conf. 2021 Proc., Eur Phys. J. Web of Conf. 261 (2022) 01005, https://doi.org/10.1051/epjconf/202226101005

[34] KRIST, P., BÍLA, J., *A mathematical model of the MT25 microtron*, JINST 6, (2011) T10005

Anotace

Zpracování obrazu z pixelových detektorů při radiografii nabitými částicemi je předmětem této práci. Pro sběr dat jsou využity hybridní polovodičové pixelové detektory Timepix a Timepix3 (na bázi ASIC čipů). Experimenty, které jsou součástí této práce, byly pořízeny na různých dostupných urychlovačích a byly pro ně využity svazky urychlených protonů. V rámci zpracování obrazu z protonové radiografie byly rozvinuty nové radiografické metody. Jsou zde popsány jednotlivé experimenty, jejich příprava, postup a vyhodnocení. Metoda protonové radiografie využívá nový princip získávání kontrastního obrazu. Zatímco v klasické radiografii a i ve fotografii je získáván kontrast měřením rozdílné intenzity ozáření, tak u protonové radiografie je zkoumán pokles energie jednotlivých protonů po průchodu vzorkem. Každý proton zanechá v detektoru stopu (klastr), kterou můžeme dále analyzovat a zkoumat jednotlivé její parametry. K analýze radiografických dat byly navrženy a vytvořeny programové systémy, které hromadně načetly data a uložily jednotlivá spektra. U prvního experimentu pořízeného na synchrotronu v Heidelbergu byly optimalizovány a vyhodnoceny metody výpočtů přesných souřadnic dopadů protonů. Tímto výpočtem je možné získat subpixelové rozlišení. Při analýze dat z dalších experimentů byly zkoumány možnosti zobrazování radiogramů na základě různých parametrů jednotlivých klastrů. Pomocí vytvořených programových systémů byly vykresleny radiogramy z jednotlivých měření zvlášť pro každý vzorek. Iterativním procesem byly zobrazeny všechny obrázky z jednoho celého experimentu při jednom běhu daného programového systému. Výsledné radiogramy byly mezi sebou porovnávány jak na základě statistiky klastrů, tak i na základě jednotlivých parametrů popř. jejich výběru. Nakonec byly jednotlivé výsledky zhodnoceny.

Summary

Image processing from pixel detector in proton radiography is dealt in this thesis. The data were recorded by detectors Timepix and Timepix3 which are based on ASIC chips. Proton radiography experiments which are descripted in the thesis were realized on available accelerators. The description of experiments contains preparation, process and analysing data and evaluation of results. Proton radiography method uses a new principle for obtaining contrast image. Classical radiography similarly like photography uses different intensity of the beam or light to create contrast image. Opposite to, proton radiography contrast imaging is based on measurement of energy decrease of individual protons after passing through sample. Each proton creates the trace in the detector (cluster), which can be analysed. We can also examine individual cluster parameters. The computer programme systems were developed for analysing of radiographic data. All data of one measurement with one sample were loaded and analysing together. The cluster sizes histograms energy and height spectra were made and automatically saved as pictures files. Individual methods for calculating of accurate coordinates of centroids were optimized and evaluated for data of first experiment at Heidelberg synchrotron. The subpixel resolution was obtained using the accurate coordinates. The possibilities of imaging radiographies based on other cluster parameters were examined for data of other experiments. The developed computer programme system imaged all radiographies and saved them. It was made for each sample separately but during one programme running thanks iterative process. Final radiographies were compared each other. The cluster statistics and individual parameters were evaluated as results.