

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE,
1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Autoreferát disertační práce



Cone Beam CT ve stomatologii:
Pohybové artefakty a jejich redukce

Cone Beam CT in dentistry:
Motion artifacts and their reduction

MUDr. Tomáš Hanzelka

Praha, 2013

DOKTORSKÉ STUDIJNÍ PROGRAMY V BIOMEDICÍNĚ

Univerzita Karlova v Praze a Akademie věd České republiky

Obor: Lékařská biofyzika

Předseda oborové rady: Prof. MUDr. RNDr. Jiří Beneš, CSc.

Školící pracoviště: Ústav biofyziky a informatiky, Salmovská 1, Praha 2

Školitel: Prof. MUDr. RNDr. Jiří Beneš, CSc.

Školitel konzultant: Doc. MUDr et MUDr. René Foltán, PhD., FEBOMFS

Disertační práce bude nejméně pět pracovních dnů před konáním obhajoby zveřejněna k nahlížení veřejnosti v tištěné podobě na Oddělení pro vědeckou činnost a zahraniční styky Děkanátu 1. lékařské fakulty.

OBSAH

ABSTRAKT	4
ABSTRACT	5
ÚVOD	6
1.1. Princip CBCT	6
1.2. Pohybové artefakty	7
MĚŘENÍ VELIKOSTI POHYBU	9
2.1. Cíle studie	9
2.2. Metodika měření a analýzy dat	9
2.3. Výsledky	12
2.4. Diskuze	15
2.5. Závěr	16
REDUKCE POHYBOVÝCH ARTEFAKTŮ	17
3.1. Princip redukce pohybových artefaktů	17
3.2. Popis postupu	17
3.3. Současný stav výzkumu	20
3.4. Diskuze	20
3.5. Závěr	21
PŘEHLED VÝSLEDKŮ	22
ZDROJE	23
5.1. Zdroje citací	23
5.2. Zdroje obrázků	24
PUBLIKACE, PREZENTACE, GRANTOVÁ ČINNOST	25
6.1. Publikace a prezentace související s tématem	25
6.2. Ostatní publikace a prezentace	25
6.3. Grantová činnost	26
6.4. Patent	26

ABSTRAKT

Cone Beam Computed Tomography (CBCT) umožňuje prostorové zobrazení ve stomatologii. Plochý detektor na jedné straně a zdroj rentgenového záření na straně druhé se během snímání jednou otočí kolem hlavy pacienta. Paprsek má tvar kužele, který prochází celou oblastí zájmu. Během jediné otáčky, která trvá od několika sekund do několika desítek sekund, je detektorem zachyceno až několik set základních 2D snímků. Ty reprezentují různé úhly pohledu na oblast zájmu a jsou následně softwarově zpracovány do podoby prostorového obrazu. Pravděpodobně největší výhodou CBCT je možnost prostorového zobrazení při efektivních dávkách záření srovnatelných se standardními zobrazovacími metodami užívanými ve stomatologii (Pauwels et al., 2010).

Experimentální část práce je věnována jedné z největších slabín CBCT - pohybu pacienta během snímání. Ten má zásadní vliv na kvalitu obrazu a v současnosti je hlavním limitujícím faktorem dalšího rozvoje této technologie. V první části experimentu jsme zaznamenávali velikost pohybů pomocí vysokorychlostní kamery a následně analyzovali data v programu MatLab. Jako velmi významná se ukázala být velikost pohybu pacientů i samotného CBCT přístroje. Pohyb byl největší na začátku snímání v případě pacientů i CBCT přístroje. V druhé části experimentu je prezentován vlastní návrh původního řešení celého problému. Pacient je během celého snímání sledován pomocí RTG kontrastních značek sloužících k detekci pohybu a následné eliminaci jeho vlivu na kvalitu obrazu. Postup není finančně nákladný a při současném stavu poznání je dle našeho názoru technicky dobře proveditelný. Přínosem této metody by mohlo být zvýšení výsledného rozlišení nebo snížení radiační dávky.

Klíčová slova: *CBCT, pohyb, artefakty, rozlišení, kvalita obrazu*

ABSTRACT

Cone Beam Computed Tomography (CBCT) allows effective 3D imaging in dentistry. CBCT consists of a planar detector and a x-ray source that rotate once around patient`s head. The x-ray beam is cone-shaped and is directed through the whole volume of interest. All the data needed are obtained during a single rotation of the source and detector. This rotation takes from several to several tens of seconds, and during this time the CBCT captures several hundred of 2D images. They represent different points of view on the region of interest and are later reconstructed to form a 3D data set. The biggest advantage of CBCT is that it can produce 3D image using at radiation doses similar to those of conventional diagnostic methods used in dentistry (Pauwels et al., 2010).

In the experimental part of our experiment, we address one of the biggest weaknesses of CBCT - patient movement during scanning which has a major impact on the image quality and is currently the main limiting factor in the further development of this technology. In the first part of our experiment, we recorded movements of patients and CBCT scanner using a high speed camera and subsequently analyzed the data in MatLab program. Significant level of patient motion as well as motion of CBCT scanner was demonstrated. Motion was highest at the beginning of the procedure. The second part of our experiment presents our original solution of eliminating the negative effects of patient`s movements. Radiopaque markers are used to monitor the patient throughout scanning. These markers are later used to detect motion artifacts and eliminate its consequent impact on image quality by a special software. Our solution is inexpensive and technically feasible at current state of art. Possible benefits would be better resolution or lower radiation dose.

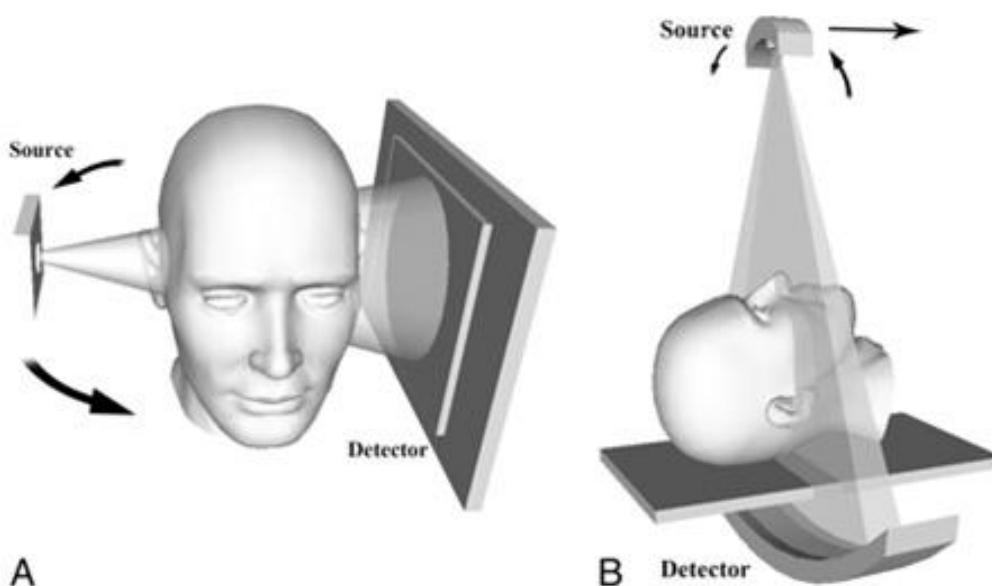
Key words: CBCT, movement, artifacts, resolution, image quality

ÚVOD

1.1. Princip CBCT

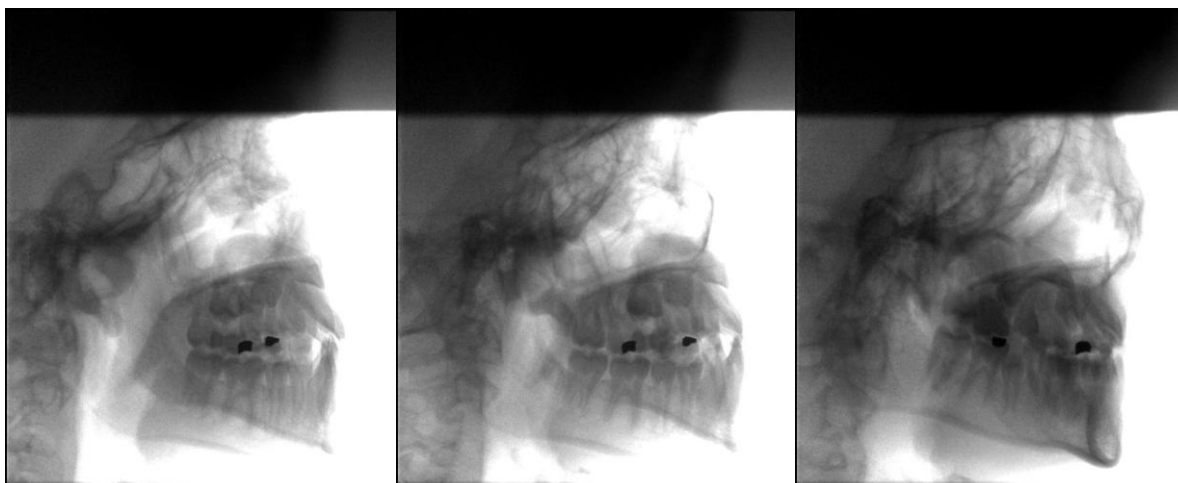
Cone-beam CT (CBCT) bylo představeno pro klinické použití v roce 1982 v Mayo Clinic Biodynamics Research Laboratory (Robb, 1982). Do orální a maxilofaciální oblasti vstupuje až v druhé polovině devadesátých let 20. století v Japonsku (Arai et al., 1999) a v Itálii (Mozzo 1998). Díky klesajícím cenám kvalitních rentgenek, plošných detektorů a výkonných osobních počítačů došlo v následujících letech k nebývale rychlému rozšíření této zobrazovací technologie a zájmu o ni.

Podstatou CBCT je plochý detektor na jedné straně a zdroj rentgenového záření na straně druhé. Samotné záření má tvar kužele, který prochází celou oblastí zájmu (Obr. 1).



Obrázek 1. Rozdílný princip CBCT a CT přístroje (1)

Celý proces začíná správným polohováním pacienta. Oblast zájmu musí být umístěna do blízkosti centrálního paprsku. Hlava je znehybněna vůči opěrce pomocí pásu běžícího přes čelo, dolní čelist se pak opírá v oblasti bradového výběžku. Znehybnění pacienta je zásadní - sebemenší pohyb pacienta může řádově snížit rozlišení výsledného 3D snímku. Dalším krokem je nastavení rozsahu skenované oblasti. Je vhodné použít nejmenší možný rozsah, který nám poskytne potřebnou informaci. Větší rozsah znamená větší radiační zatížení pacienta a nižší kvalitu skenu následkem Comptonova rozptylu. Během samotného snímání se zdroj záření na jedné straně a detektor na druhé straně otáčí kolem hlavy pacienta. Záření má tvar kužele a prochází celou oblastí zájmu. Všechna potřebná data tak mohou být získána během jediného otočení, během kterého jsou na plochém detektoru v pravidelném intervalu registrovány základní 2D snímky. Každý tak reprezentuje jiný úhel pohledu na oblast zájmu (Obr.2).



Obrázek 2. Tři různé základní snímky stejného pacienta

Počet základních snímků určuje prostorové rozlišení a kvalitu výsledného 3D obrazu. Celá sada základních snímků je následně rekonstruována pomocí Feldkampova algoritmu (Feldkamp et al., 1984) do podoby 3D obrazu. Obraz uložený ve formátu DICOM (Digital Image and Communications In Medicine protocol suite - protokol pro sdílení obrazových dat v medicíně) může být následně zpracován mnoha komerčně dostupnými programy, které umožňují například virtuální plánování operací, stereolitografické tisknutí navigačních šablon, měření objemu dýchacích cest či simulaci vlivu posunu čelistí na estetiku obličeje.

1.2. Pohybové artefakty

Z hlediska klinického využití CBCT je zcela zásadní, jaké reálné rozlišení je CBCT schopno nabídnout. S rozvojem technologií jsou dnes dostupné přístroje s udávaným rozlišením 0,076 mm (Scarfe a Farman, 2008). Jedním z hlavních problémů, které zbývá vyřešit, je pohyb pacienta během skenování a jeho vliv na kvalitu obrazu. S pohybem pacienta během snímání je totiž logicky spjata kvalita obrazu včetně rozlišení. To, zda je udávaného maximálního rozlišení možno dosáhnout pouze *in vitro* a jeho klinický význam je tak minimální, zůstává předmětem diskuze (Hanzelka a Foltán, 2012, Hohlweg-Majert et al, 2011, Hamidaddin et al, 2007). Proti stojí několik málo studií, které se v minulosti zabývaly studiem pohybu pacienta během CBCT vyšetření. Např. Lee et al. sledovali pohyb pomocí laserového paprsku (2008). Srovnávali tři různé přístroje a vliv polohy pacienta během snímání na velikost jeho pohybu. Průměrný pohyb byl pro přístroje firem Asahi, Planmeca a Morita 0,45 mm, 1,0 mm, a 0,35 mm ve vertikálním směru a 0,50 mm, 1,30 mm, a 0,60 mm v horizontálním směru. Nejhorší výsledek přístroje Planmeca vysvětlují autoři tím, že pacienti na rozdíl od zbývajících dvou přístrojů během snímání stáli. Další studie (Hamidaddin et al, 2007) taktéž využívající laserový paprsek uvádí průměrný pohyb pacienta dokonce 1,5 mm. Autoři navíc sledovali vliv dechu a polykání na velikost pohybu – hluboký nádech nebo polknutí způsobilo 2 až 3 sekundy trvající odchylku v rozsahu 4 až 6 mm. Přitom odchylky větší než 0,5 mm mají zničující vliv na kvalitu obrazu (Abdelkarim et al., 2007).

Samotný pohyb pacienta má pouze minimální vliv na kvalitu jednotlivých základních snímků. Jejich expozice trvá podobně jako u fotografického aparátu zlomky sekund. Po tuto dobu můžeme považovat polohu pacienta za neměnnou. Pacientův pohyb v průběhu celého skenování však způsobuje, že informace zachycené na výše zmíněných základních snímcích jsou posunuty do nové nesprávné pozice. Poloha dat na jednotlivých snímcích je tak na sobě díky pohybu nezávislá. Následná 3D rekonstrukce tento fakt logicky nedovede zohlednit. Výsledkem je rozostřený obraz, který má nižší kvalitu obrazu, než by odpovídalo rozlišení udávanému výrobcem (Obr.3).



Obrázek 3. Pohybové artefakty (2)

Vliv a řešení pohybových artefaktů je jedním z ústředních témat v oblasti hrudní a břišní radioterapie, kde se CBCT také využívá (Marchant). Ve stomatologii se jedná spíše o problém, který je na okraji zájmu. Domníváme se, že je to důsledkem obtížné řešitelnosti jeho podstaty. Odborné studie se omezují spíše na konstatování problému či jeho objektivizaci (Abdelkarim et al., 2007, Hamidaddin et al., 2007, Lee et al., 2008). Výrobci zařízení nadále uvádějí klinicky těžko dosažitelná rozlišení a řešení problému vidí (částečně oprávněně) především ve zrychlení celého snímání. Lékaři jako koncovému uživateli nezbyvá než dobře poučit a upevnit pacienta v přístroji a vhodně zvolit požadované rozlišení.

MĚŘENÍ VELIKOSTI POHYBU

2.1. Cíle studie

Tato randomizovaná prospektivní studie měla tři hlavní cíle: prvním cílem bylo prokázání velikosti pohybu pacienta během snímání a jeho případnou souvislost s otevřenými či zavřenými očima. Druhým cílem studie bylo zjistit, v jaké části snímání je pohyb pacienta největší. Posledním cílem studie bylo změřit pohyb “nepohyblivých” částí CBCT přístroje. Pokus probíhal ve spolupráci s Ing. Jaroslavem Duškem, PhD. a Filipem Ocáskem (Ústav biofyziky a lékařské informatiky 1.LF UK) na CBCT i-CAT (Imaging Sciences International, Pennsylvania, USA) (Obr.4). K monitorování pohybu pacientů jsme používali vysokorychlostní kameru a data byla následně analyzována v programu MatLab.



Obrázek 4. CBCT i-CAT (3)

2.2. Metodika měření a analýzy dat

2.2.1. Soubor měření

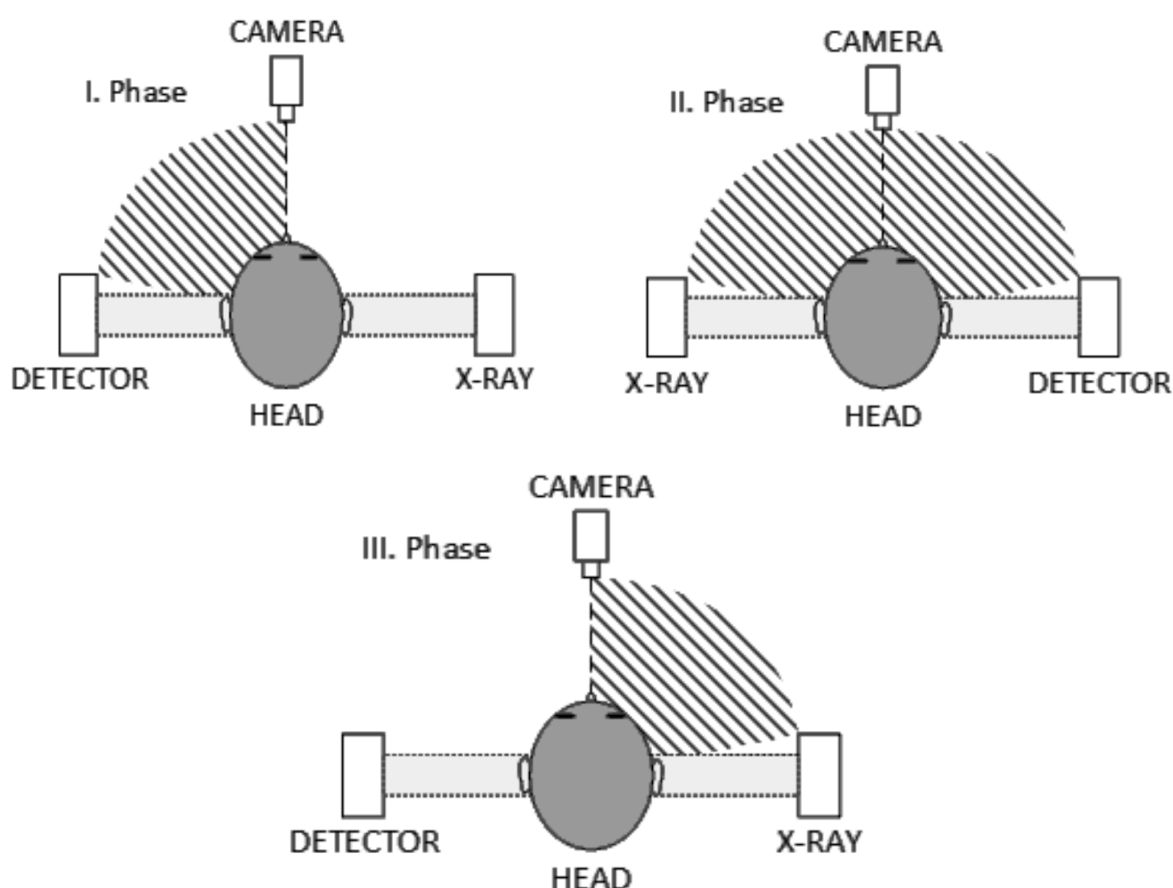
Studie se zúčastnilo 40 pacientů, kteří podstupovali CBCT vyšetření před ortognátní operací. Všichni souhlasili s účastí ve studii a byli náhodně rozděleni do dvou skupin. Pacienti ve **Skupině A** (13 žen a 7 mužů) byli snímáni s otevřenými očima, pacienti ve **Skupině B** (13 žen a 7 mužů) byli snímáni se zavřenými očima. Průměrný věk ve Skupině A byl $24,1 \pm 4,2$ roku, průměrný věk ve Skupině B $25,2 \pm 5,4$ roku. Jako kontrolní soubory sloužily dvě skupiny měření. **Skupina C** zahrnovala 10 videozáznamů značky umístěné v místě, kde na základní konstrukci CBCT navazuje hlavová opěrka. Výsledné hodnoty pro skupinu C určovaly velikost chvění samotného přístroje během snímání a sloužily jako velikost chyby měření pro skupiny A a B. **Skupina D** sloužila ke stanovení chyby měření pro skupinu C a obsahovala videozáznam značky umístěné na zdi.

2.2.2. Přístrojové vybavení

Všichni pacienti byli snímáni pomocí CBCT i-CAT (Imaging Sciences International, Pennsylvania, USA). Snímání trvalo 14,7 sekundy při rozlišení 0,25 voxelu. K zaznamenání velikosti pohybu sloužila vysokorychlostní kamera Prosilica GE680 (Allied Vision Technologies, Německo) s objektivem PENTAX C31204TH (Pentax Ricoh company, Japonsko). Kamera byla připevněná na stativu Manfrotto 718SHB (Manfrotto, Itálie) a umístěna horizontálně ve vzdálenosti 120 cm od opěrky hlavy. Rychlost nahrávání byla ve všech případech 67 snímků za sekundu. Jako značka sloužila samolepící tečka černé barvy a průměru 8 mm.

2.2.3. Průběh experimentu

Po důkladném poučení byl pacient fixován a na špičku nosu mu byla umístěna značka. Pacienti ze skupiny B dostali přes oči neprůhlednou pásku. Po zapnutí videozáznamu byl zahájen i CBCT sken. Detektor se zářičem se otáčel kolem hlavy pacienta a v určitou chvíli došlo k zákrytu značky a detektoru a později i značky a zářiče. Po tyto dva časové úseky nebyla značka v záběru kamery a celý videozáznam se tak rozdělil na tři fáze (Obr.5).



Obrázek 5. Schéma fází

2.2.4. Analýza obrazu

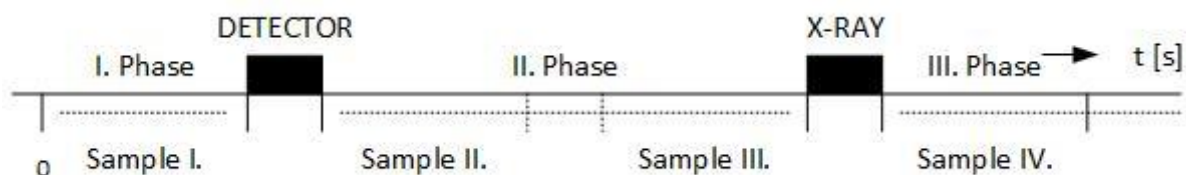
Následně byl videozáznam rozdělen pomocí programu Streampix na jednotlivé snímky a exportován ve formátu bitmap (bmp) s korespondující časovou značkou. Každý záznam se skládal přibližně z 2500 snímků a tyto snímky byly následně automaticky zpracovány pomocí skriptu vyvinutého v programu MatLab (MatWorks, Massachusetts, USA) (Obr.6). V prvním kroku byla pomocí funkce **Prahování** (Tresholding) určena značka. Její velikost 8 mm odpovídala 88 pixelům. Následně jsme pomocí funkce **Oblast zájmu** (Region of interest) vybrali z každého snímku čtverec o velikosti 120 na 120 pixelů, který obsahoval sledovanou značku. Pomocí funkce **Imclose** byly vyhlazeny okraje značek a následně pomocí funkce **Regionprops** nalezeny souřadnice jejich těžiště. Pro snímky, na kterých nebyla značka viditelná pro zákryt kamery s detektorem nebo se zdrojem záření, byly souřadnice rovné nule ($x,y = 0$). Všechny souřadnice včetně odpovídající časové značky jsme exportovali do tabulky MS Excel k dalšímu zpracování.



Obrázek 6. Obrázek značky po zpracování v programu MatLab

2.2.5. Analýza dat

V prvním kroku analýzy dat jsme z každého měření ve skupinách A,B a C vybrali čtyři vzorky, z nichž každý čítal 140 po sobě jdoucích souřadnic. **První vzorek (I.)** končil poslední souřadnicí před zakrytím značky detektorem a reprezentoval tak Fázi 1 (viz. výše). Fáze 2 obsahovala druhý a třetí vzorek. **Druhý vzorek (II.)** začínal první viditelnou souřadnicí po odkrytí značky detektorem a **třetí vzorek (III.)** končil poslední souřadnicí před zakrytím značky zářičem. Fáze 3 začínala po odkrytí značky zářičem **čtvrtým vzorkem**. (Obr.7) Skupinu D jsme pro zjednodušení statistické analýzy rozdělili stejným způsobem.



Obrázek 7. Umístění vzorků v jednotlivých fázích

2.2.6. Statistické zpracování dat

Získané souřadnice x , y udávající v daném okamžiku polohu snímané značky byly pro každého pacienta i pro měření ze skupiny C a D standardizovány. Protože hlavním cílem měření byla velikost pohybu pacienta, byla za systematickou chybu vybrána hodnota průměrné výchylky z centrální polohy ve skupině C. Skupinu C jsme následně porovnávali ještě se skupinou D, tedy se skupinou reprezentující samotnou

chybu měření bez artefaktů způsobených pohybem přístroje. K prokázání faktu, že průměrný pohyb pacientů nebyl menší než systematická chyba, byl použit **jednovýběrový t-test**. Normalitu dat nebylo pro jejich velké množství nutno testovat. Vliv fází na velikost průměrné velikosti vektoru pohybu byl posuzován metodou **analýzy rozptylu**. Pro mnohonásobná porovnání byl použit **Tukeyův test**, který pomohl určit, mezi kterými dvojicemi fází byl signifikantní rozdíl. Porovnání skupiny pacientů se zavřenými očima se skupinou pacientů s otevřenými očima bylo provedeno **dvouvýběrovým t-testem**. Pro statistickou analýzu byl použit software STATISTICA (StatSoft CR, Česká republika).

2.3. Výsledky

2.3.1. Přesnost měření

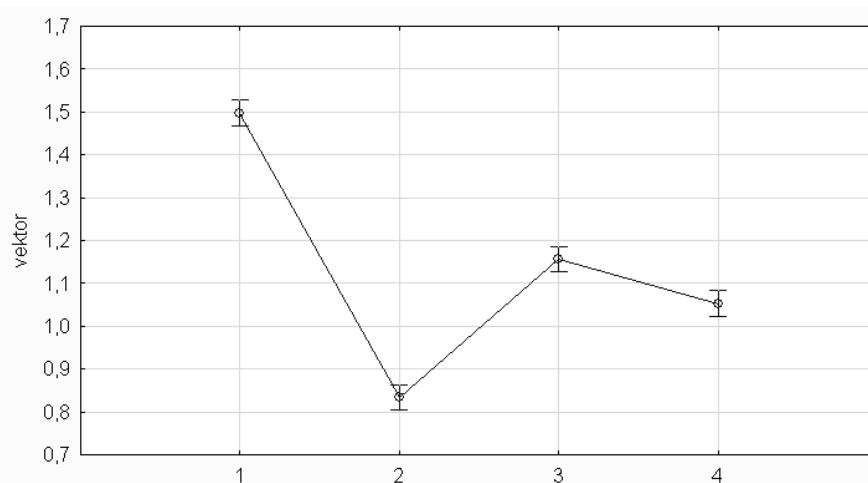
Průměrná odchylka značky připevněné na zdi (Skupina D) byla $0,047 \text{ mm} \pm 0,043 \text{ mm}$. Tato hodnota odpovídá senzitivitě daného způsobu měření a určuje šum (white noise) pro další měření.

2.3.2. Pohyb přístroje

Velikost pohybu přístroje byla $0,130 \text{ mm} \pm 0,138 \text{ mm}$. Tato hodnota odpovídá průměrné vzdálenosti značky od centrální polohy pro měření ve Skupině C. Je shodná se systematickou chybou pro skupiny A a B. Signifikantě větší pohyb byl zaznamenán ve Vzorku I., tedy na začátku celého snímání, kde měl průměrný pohyb hodnotu $0,181 \text{ mm} \pm 0,199 \text{ mm}$.

2.3.3. Pohyb pacientů s otevřenými očima

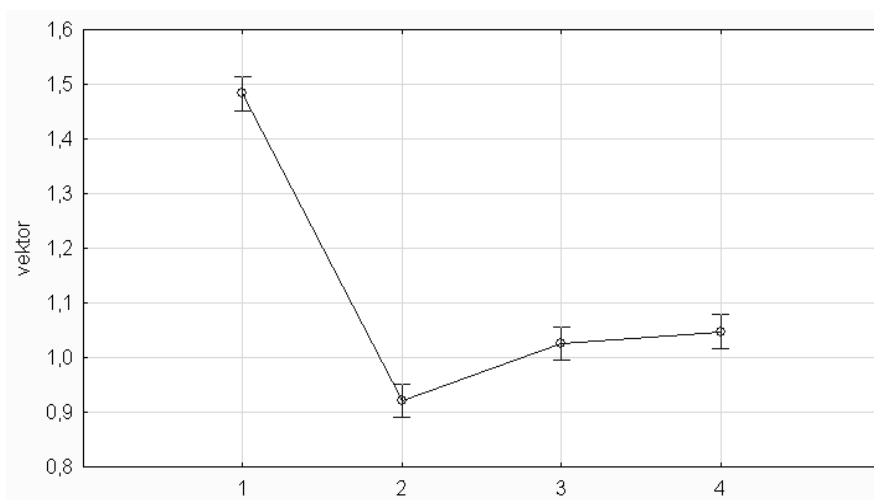
Průměrný pohyb pacientů ze Skupiny A byl $1,135 \text{ mm} \pm 0,841 \text{ mm}$. Signifikantě větší pohyb oproti průměrné hodnotě jsme zaznamenali ve Vzorku I., kde hodnota pohybu činila $1,498 \text{ mm} \pm 1,057 \text{ mm}$ ($p < 0,0001$). Z praktického hlediska byly významné rozdíly pro všechny dvojice protočení s výjimkou protočení 3 a 4.



Graf 1. Velikost pohybu pacientů s otevřenými očima v jednotlivých fázích. Osa x (číslo vzorku). Osa y (mm).

2.3.4. Pohyb pacientů se zavřenými očima

Průměrný pohyb pacientů ve skupině B byl $1,119 \text{ mm} \pm 0,862 \text{ mm}$. Signifikantě větší pohyb oproti průměrné hodnotě jsme opět zaznamenali ve Vzorku I., kde hodnota pohybu činila $1,483 \text{ mm} \pm 1,169 \text{ mm}$. Ostatní vzorky se od sebe z praktického hlediska nelišily.



Graf 2. Velikost pohybu pacientů se zavřenými očima v jednotlivých fázích. Osa x (číslo vzorku). Osa y (mm).

2.3.4. Porovnání pacientů s otevřenými a zavřenými očima

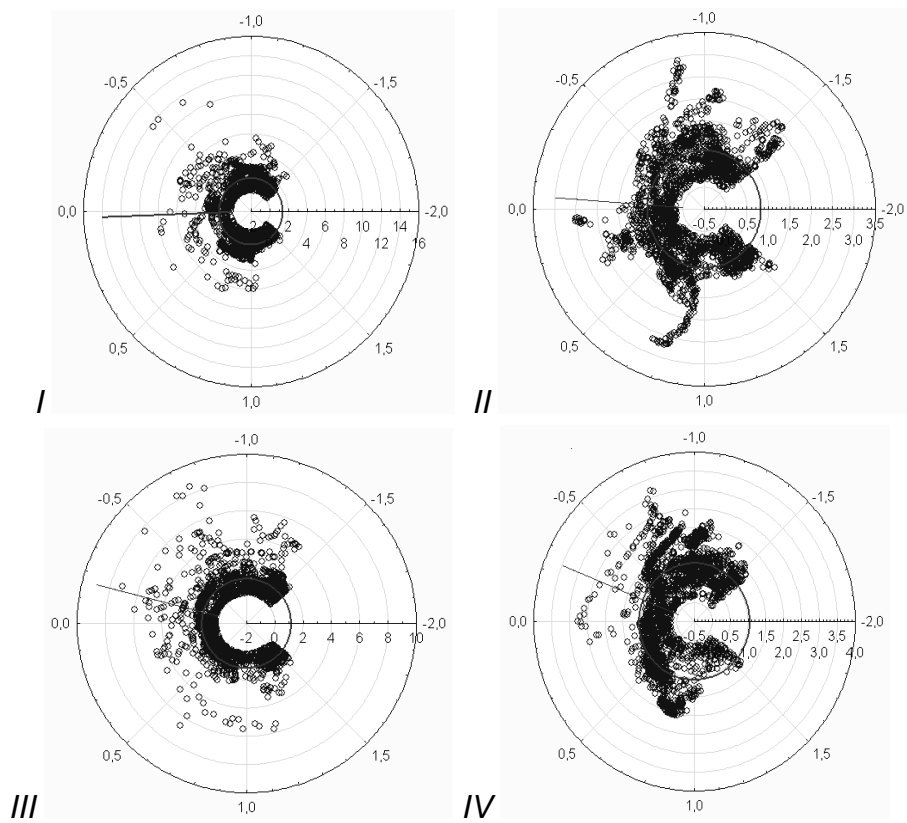
U prvního a čtvrtého vzorku nebyl prokázán rozdíl mezi průměrnou úrovní velikostí pohybu pacientů s otevřenými a zavřenými očima ($p=0.622$, respektive $p=0.683$). Signifikantní byl rozdíl pro Vzorky II. a III. (v obou případech $p<0.000001$). Z praktického hlediska však mohly být tyto výsledky zkresleny systematickou chybou měření.

	Celkový průměrný pohyb	Průměrný pohyb ve Vzorku I.
Skupina A	$1,135 \text{ mm} \pm 0,841$	$1.498 \text{ mm} \pm 1,057$
Skupina B	$1,119 \text{ mm} \pm 0,862$	$1,483 \text{ mm} \pm 1,169$
Skupina C	$0,130 \text{ mm} \pm 0.138$	$0,181 \text{ mm} \pm 0,199$
Skupina D	$0,047 \text{ mm} \pm 0,043$	X

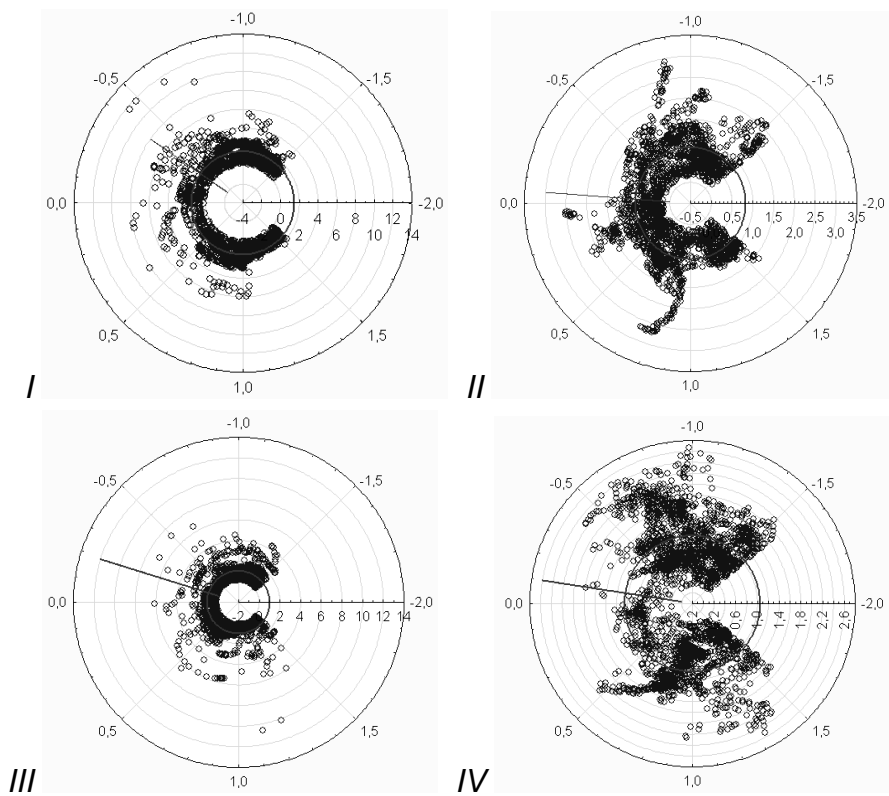
Tabulka 1. Průměrný pohyb v jednotlivých skupinách měření ($p<0.0001$)

2.3.5. Směr pohybu

Průměrný směr pohybu pacientů v jednotlivých vzorcích byl hodnocen pouze v případě, že byla velikost vektoru výchylky z centrální polohy větší než systematická chyba měření. Směr byl definován úhlem vektoru k ose x. Jak ve Skupině A, tak ve skupině B se pacienti ve všech čtyřech Vzorcích pohybovali horizontálně ve směru rotace - z možného rozsahu $\pm 180^\circ$ byla všechna měření v rozsahu $+1.86^\circ$ až -22° .



Graf 3. Průměrný směr pohybu pacientů s otevřenými očima v jednotlivých vzorcích



Graf 4. Průměrný směr pohybu pacientů se zavřenými očima v jednotlivých vzorcích

2.4. Diskuze

Podařilo se nám prokázat pohyb pacienta během snímání CBCT pomocí metody, která dle našeho vědomí nebyla nikdy dříve použita. Chyba měření 0,047 mm je dostatečně malá a umožňuje další měření hodnot téměř o dva řády vyšších.

Chvění hlavové opěrky je pravděpodobně způsobeno rotací ramene CBCT přístroje. Tato teorie je nepřímo podporována faktem, že pohyb opěrky je výrazně vyšší ve Vzorku I. Ten pochází z části záznamu těsně po začátku snímání, kdy rameno zrychluje a pravděpodobnost přenosu vibrací se nám tak jeví vyšší. Možným řešením by bylo rozdělení přístroje na dvě části - na samotný CBCT přístroj a na část pro pacienta.

Průměrný pohyb pacientů 1,119 mm a 1,135 mm ve Skupinách A a B odpovídá výsledkům jiných studií (Hamidaddin et al., 2007, Lee et al., 2008). Tyto hodnoty jsou nesmírně vysoké v porovnání s udávaným rozlišením v řádu desetin milimetru. Rozdíl mezi pacienty s otevřenými a zavřenými očima je nízký a nemůžeme vyloučit, že je způsoben pouze systematickou chybou měření. Dle našeho názoru však lze pacienta požádat o zavření očí během snímání - jakékoliv potenciální snížení pohybu pacienta má význam.

Zvláště zajímavý je signifikantně větší průměrný pohyb pacienta na začátku snímání (Vzorek I.), a to jak ve skupině pacientů se zavřenými, tak i ve skupině s otevřenými očima. Rozdíl je výrazně větší než je rozdíl mezi Vzorkem I. a celkovým průměrným pohybem ve Skupině C. Je tedy nepravděpodobné, že by větší pohyb pacientů na začátku byl dán pouze větším chvěním CBCT přístroje v této fázi snímání. Dle našeho názoru se pacient na začátku může leknout vibrací, pohybu ramene nebo zvuku, který přístroj vydává, a to může být příčinou zvýšeného průměrného pohybu v této fázi snímání. Možným řešením by bylo seznámit pacienta s celým procesem pomocí tzv. dry run funkce, která simuluje skutečný sken. Druhou možností by mohlo být prodloužení doby mezi chvílí, kdy se rameno dá do pohybu a kdy začne samotné snímání.

Směr pohybu pacienta, který byl z možných 360° v úzkém rozmezí 23,86° se výrazně nelišil ve skupině pacientů s otevřenými a zavřenými očima. Jako možná příčina se nám jeví zvuk CBCT přístroje. Jeho zdrojem může být signál zapnutého RTG záření nebo jiný zvuk vydávaný rotujícím remenem. Z tohoto pohledu by bylo vhodné umístit zdroj zvuku například přímo nad pacienta. Další možnou příčinou může být nedostatečná stabilizační potenciál opěrky a pásy běžící přes pacientovo čelo - převládající horizontální rovina pohybu by této domněnce odpovídala. Nevysvětluje však, proč se pacient hýbe pouze po směru a nikoliv i v protisměru rotace ramene.

2.5. Závěr

Dle našeho vědomí nebyla tato problematika kromě samotné velikosti pohybu pacienta v domácí ani zahraniční odborné literatuře nikdy řešena. Zvláště zajímavé se nám jeví vysoké chvění přístroje, které by dle našeho názoru mělo být snadno řešitelné. Pozornost by se také měla věnovat výrazně vyšší hladině pohybu pacienta na začátku snímání a převládajícímu směru pohybu v průběhu snímání. Pohybové artefakty jsou pro kvalitu obrazu zásadnější než rozlišení detektoru v řádu setin milimetru a na tuto skutečnost by se dle našeho názoru měli výrobci CBCT přístrojů zaměřit.

REDUKCE POHYBOVÝCH ARTEFAKTŮ

3.1. Princip redukce pohybových artefaktů

V druhé části experimentální práce je popsán původní způsob redukce pohybových artefaktů. Princip vychází z faktu, že základní snímky, z kterých se následně skládá 3D obraz, nejsou pohybem nijak negativně ovlivněny. Data mohou být však pohybem posunutá do jiné polohy či určitým způsobem deformovaná. Podstatou předkládaného řešení je sledování pohybu pacienta pomocí rentgenkontrastních značek. Následně je zjištěna průměrná poloha těchto značek a ta je využita ke sjednocení polohy dat zachycených na základních snímcích. Následná 3D rekonstrukce již probíhá standardním způsobem. Počítačový program, který by celý proces umožnil, je v současnosti vyvíjen ve spolupráci s Ústavem biofyziky a lékařské informatiky 1. LF UK.

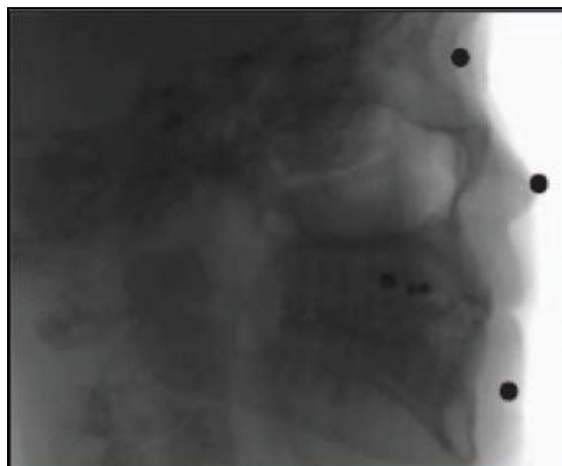
3.2. Popis postupu

3.2.1 Umístění značek

Na pacientovu hlavu jsou připevněny značky z RTG-kontrastního materiálu. Značky musí být umístěny tak, aby byly viditelné na každém základním snímku. Měly by být alespoň dvě. Minimální velikost značek je určena viditelností na 2D snímku. Tvar značek by měl být kulový - značky pak vypadají ze všech úhlů pohledu stejně, což celý proces usnadňuje. Tyto značky mají k pacientovi neměnný vztah – po celou dobu skenování kopírují všechny jeho pohyby.

3.2.2 CBCT sken

V dalším kroku je pacient podroben standardnímu CBCT vyšetření, při kterém je zachycena sada základních snímků. Na každém základním snímku je vidět pacienta a na něm připevněné značky z jiného úhlu pohledu (*Obr.8*).

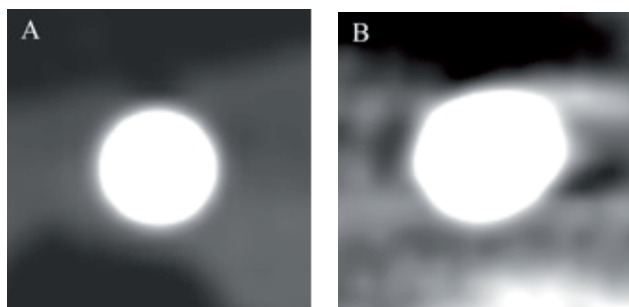


Obrázek 8. Skutečné značky viditelné na 2D snímcích pacienta (*schematicky*)

3.2.3 Primární 3D rekonstrukce

Sada základních snímků se následně podrobí standardní 3D rekonstrukci. Ve vzniklém 3D obraze jsou kromě dat reprezentujících pacienta viditelné výše zmíněné

značky. Jak obraz pacienta, tak obraz značek je částečně rozostřen díky pohybu pacienta během snímání. Značky mají větší velikost, jsou rozmazané a mírně nepravidelného tvaru oproti obrazu vytvořenému in vitro na fantomu. (Obr.9)



Obrázek 9. CBCT značky in vitro (A) a in vivo (B)

3.2.4 Umístění virtuálních značek

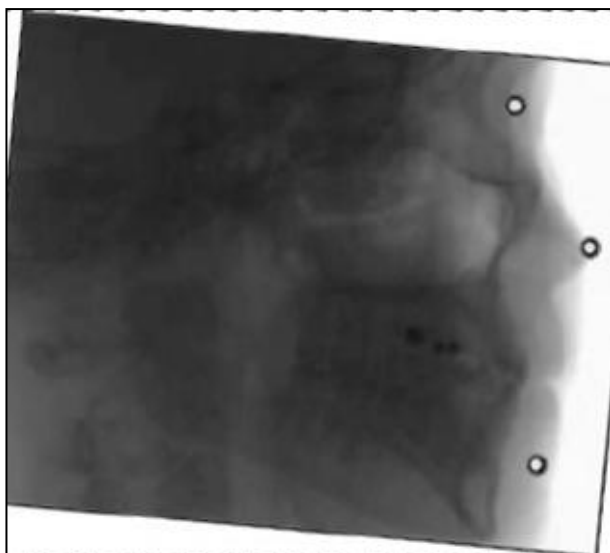
Následně jsou v 3D obraze do geometrického středu obrazu pohybem rozmazaných značek vloženy virtuální značky (Obr.10). Jejich rozměr a tvar odpovídá skutečným značkám naskenovaným na nepohybujícím se fantomu, jejich umístění v 3D obraze by mělo odpovídat průměrné poloze skutečných značek během snímání. Poloha těchto značek v prostoru je jediná informace, kterou si z primární 3D rekonstrukce ponecháváme.



Obrázek 10. Obraz virtuálních značek viditelných na 2D snímcích pacienta spolu se skutečnými značkami (schematicky)

3.2.5 Úprava 2D snímků

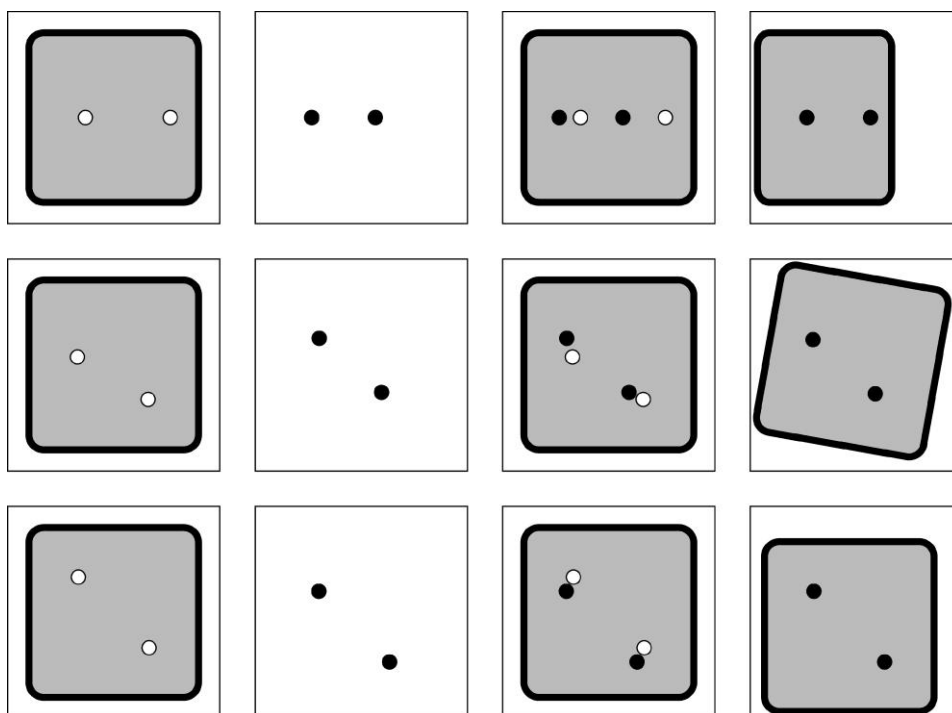
Úkolem virtuálních značek je sjednotit zpětně sadu základních snímků včetně obrazu pacienta, který je na nich viditelný. Snímky jsou upravovány (zvětšení, zmenšení, posun atd.) tak, aby na nich viditelný obraz značek přesně odpovídal poloze virtuálních značek v 3D obraze. Postup vychází z faktu, že došlo-li k posunu značek, muselo dojít stejným způsobem i k posunu pacienta a tedy i jeho obrazu (Obr. 11).



Obrázek 11. Úprava 2D snímku tak, aby došlo k překrytí skutečných a virtuálních značek (schematicky)

3.2.6 Sekundární 3D rekonstrukce

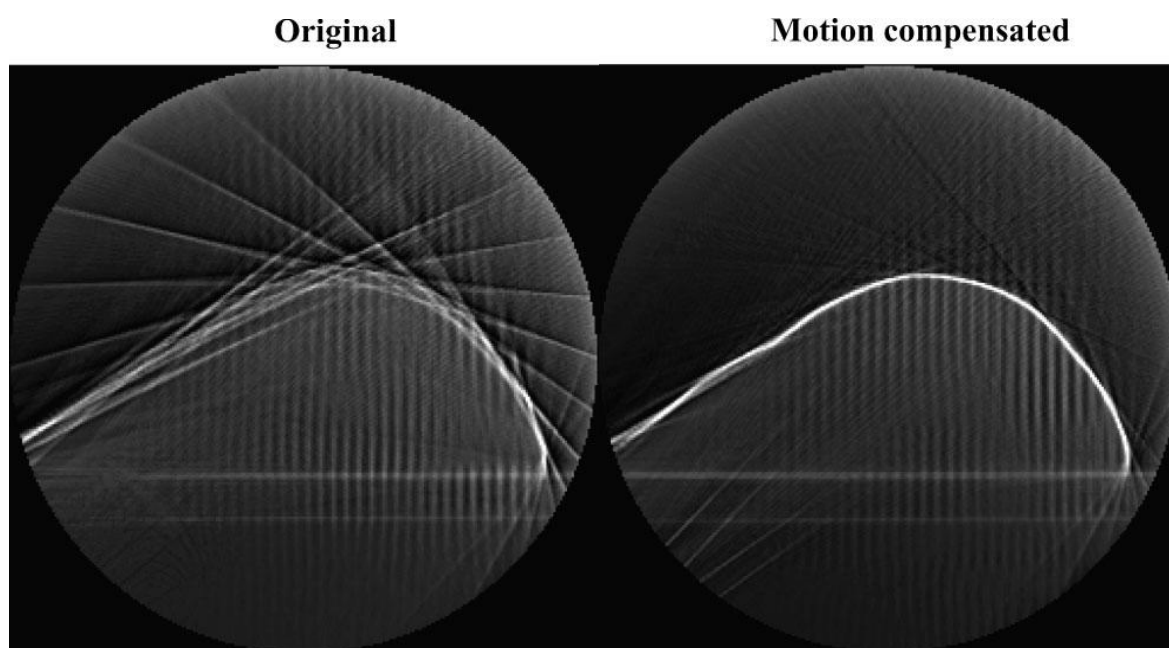
Nově vzniklá sada základních snímků obsahuje obraz pacienta, jehož poloha byla sjednocena pomocí značek. Tato sada je v posledním kroku podrobena finální 3D rekonstrukci. Vzniklý obraz má díky redukci pohybových artefaktů vyšší rozlišení. Přehled všech kroků nabízí *Obrázek 12*.



Obrázek 12. Schématické znázornění tří různých základních snímků. Na detektoru (bílý čtverec) je viditelný obraz pacienta (šedý čtverec s oblými rohy) a rentgenkontrastních značek (bílé kruhy). Následně je stanovena průměrná poloha značek (černé kruhy) a tato poloha promítnuta zpět do základních snímků. Základní snímky včetně obrazu pacienta jsou upraveny tak, aby došlo k překrytí značek znázorňujících průměrnou polohu a značek původních.

3.3. Současný stav výzkumu

Daná myšlenka byla úspěšně patentována v České republice. Následně byla uveřejněna v časopise *Medical Hypothesis* a prezentována na mezinárodním kongrese, kam byl autor na základě výše uvedeného článku pozván. Věc je stále ve stádiu vývoje, na kterém spolupracujeme s Ústavem biofyziky a lékařské informatiky 1.LF UK v Praze. Pro jeho uskutečnitelnost svědčí studie (Marchant et al., 2010), která byla publikována jen několik měsíců po otištění naší teze (Hanzelka et al., 2010). Tato studie je založena na stejném principu a zabývá se redukcí dýchacích artefaktů při použití CBCT v mamografii. Autorům se dle našeho názoru podařilo dosáhnout vynikajících výsledků (Obr.13).



Obrázek 13. Redukce pohybových artefaktů (Marchant et al.) (4)

3.4. Diskuze

Hypoteticky lze vliv pohybu minimalizovat třemi způsoby. První je správné **poučení a upevnění** pacienta. K tomu slouží výškově nastavitelné sedátko, opěrka pro bradu a opěrka hlavy se stabilizačním pásem, který se upíná přes čelo pacienta. Popsaný systém upevnění je efektivní jako prevence větších pohybů. Pro submilimetrové rozlišení je však naprosto nedostatečný (Hanzelka a Foltán, 2012, Abdelkarim et al., 2007, Hamidaddin et al., 2007, Lee et al., 2008)). Hypotetickou alternativou by bylo použití stereotaktického rámu známého z neurochirurgie. V souvislosti se stomatologií by se jednalo o postup sice účinný, ale klinicky nepoužitelný a nepřiměřený.

Druhým způsobem je **minimalizovat čas snímání** a tím zmenšit prostor pro pohyb pacienta. Tento trend je jasně patrný. Má však také svá omezení: První je dáno fyzikálními limity detektoru, který dokáže registrovat nová data pouze s určitou

frekvencí. Druhým limitem je teoreticky rychlost otáčení ramene u otevřených typů CBCT. Tu nelze kvůli bezpečnosti pacienta neomezeně zvyšovat. Částečným řešením je výroba uzavřených typů přístrojů, kde nejsou žádné viditelně se pohybující části.

Námi předkládaný způsob **Redukce pohybových artefaktů** se s pohybem pacienta smiřuje a snaží se eliminovat jeho negativní vliv na kvalitu CBCT snímku. Je finančně nenákladný a při současném stavu poznání technicky dobře proveditelný. Vše, co je potřeba, jsou rentgenkontrastní značky a speciální počítačový program. Princip umožňuje docílit vyšší kvality obrazu lepším využitím dostupného rozlišení současných detektorů. Nedochozí tedy ke zvyšování radiační dávky. Naopak, stejného rozlišení je potenciálně možné dosáhnout při nižší radiační dávce. Díky eliminaci pohybu stačí méně základních snímků ke zhotovení stejně kvalitní 3D rekonstrukce.

3.5. Závěr

Dle našeho názoru je nutné se s určitou mírou pohybu pacienta během snímání smířit. Naše řešení nabízí redukci vlivu tohoto pohybu na kvalitu snímku. Teoreticky umožňuje zvýšení rozlišení nebo snížení radiační dávky při současném technickém vybavení. Důsledkem by mohlo být významné rozšíření indikačního spektra CBCT vyšetření. A to je v zájmu lékařů i pacientů.

PŘEHLED VÝSLEDKŮ

CBCT je z pohledu stomatologa přelomová technologie. Jeden z nejdůležitějších problémů, které zbývá vyřešit, je vliv pohybu pacienta na kvalitu obrazu. V rámci mého postgraduálního studia jsme v první části experimentální práce dokázali:

- 1) Změřit průměrnou velikost pohybu CBCT během snímání
- 2) Změřit průměrnou velikost pohybu pacienta během snímání
- 3) Prokázat převládající směr pohybu pacienta během snímání
- 4) Prokázat výrazně vyšší hladinu pohybu CBCT na začátku snímání
- 5) Prokázat výrazně vyšší hladinu pohybu pacienta na začátku snímání

V druhé části experimentální práce se podařilo:

- 1) Navrhnout původní princip pomáhající redukovat pohybové artefakty
- 2) Publikovat princip v zahraničních impaktovaných časopisech
- 3) Prezentovat princip na mezinárodní konferenci
- 4) Patentovat princip v České republice

ZDROJE

5.1. Zdroje citací

1. Abdelkarim A, Noujeim M, Sarkis T, Lee R, Mah P, Nummikoski P. Effect of movement on high-resolution cone-beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007 Feb;103(2):e48
2. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999 Jul;28(4):245-8.
3. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am.* 1984;A1:612-9.
4. Hamidaddin A, Sarkis T, Lee R, Nummikoski P. A breath away from high resolution: Patient movement during cone-beam computed tomography exposure. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007 Feb;103(2):e49
5. Hanzelka T, Foltán R, Horká E, Sedý J. Reduction of the negative influence of patient motion on quality of CBCT scan. *Med Hypotheses.* 2010 Dec;75(6):610-2.
6. Hanzelka T, Foltan R. Possible improvement of CBCT scan. *J Craniomaxillofac Surg.* 2012 Jan;40(1):1.
7. Hohlweg-Majert B, Metzger MC, Kummer T, Schulze D. Morphometric analysis - Cone beam computed tomography to predict bone quality and quantity. *J Craniomaxillofac Surg.* 2011 Jul;39(5):330-4.
8. Lee R, Azevedo B, Shintaku W, Noujeim M, Nummikoski P. Patient Movement in Three Different CBCT Units. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008 Apr;105(4):e55
9. Marchant TE, Price GJ, Matuszewski BJ, Moore CJ. Reduction of motion artefacts in on-board cone beam CT by warping of projection images. *Br J Radiol.* 2011 Mar;84(999):251-64.
10. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998;8(9):1558-64.
11. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K, SEDENTEXCT Project Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol.* 2012 Feb;81(2):267-71.
12. Robb RA. The Dynamic Spatial Reconstructor: An X-Ray Video-Fluoroscopic CT Scanner for Dynamic Volume Imaging of Moving Organs. *IEEE Trans Med Imaging.* 1982;1(1):22-33
13. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work?. *Dent Clin North Am.* 2008 Oct;52(4):707-30.

5.2. Zdroje obrázků

1. <http://www.ortoscan.com/cone.php>
2. S laskavým svolením MUDr. Kláry Bělíkové
3. <http://www.apexendodonticsllc.com/technology.html>
4. Marchant TE, Price GJ, Matuszewski BJ, Moore CJ. Reduction of motion artefacts in on-board cone beam CT by warping of projection images. Br J Radiol. 2011 Mar;84(999):251-64.

PUBLIKACE, PREZENTACE, GRANTOVÁ ČINNOST

6.1. Publikace a prezentace související s tématem

Reduction of the negative influence of patient motion on quality of CBCT scan.

Hanzelka T, Foltán R, Horká E, Šedý J. Med Hypotheses. 2010;75:610-2.

(Original Research Article)

Impact factor 1,39

Possible improvement of CBCT scan.

Hanzelka T, Foltán R. J Craniomaxillofac Surg. 2012;40:1.

(Letter to editor)

Impact factor 1,54

Redukce artefaktů podmíněných pohybem pacienta na CBCT vyšetření.

Hanzelka T, Kučera J, Šedý J, Beneš J, Foltán R. LKS. 2013;5:102-5

(Original Research Article)

Recenzovaný časopis

Higher level of patient motion and CBCT scanner vibration at the beginning of CBCT scan: objectives and possible solutions

Hanzelka T, Dušek J, Ocásek F, Kučera J, Šedý J, Beneš J, Foltán R. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.

(Original Research Article)

Impact factor 1,81 – článek v recenzním řízení

Reduction of the negative influence of patient motion on quality of CBCT scan.

Hanzelka T, Foltán R, Šedý J. EPS International congress on Radiology and Nuclear medicine, Nanjing, China 2011.

(Lecture)

Invited speaker

CBCT: Redukce pohybových artefaktů.

Hanzelka T, Kučera J, Foltán R, Šedý J. XIII. kongres České ortodontické společnosti, Luhačovice 2012.

(Poster)

Nejlepší poster s vědecko-výzkumnou tematikou

6.2. Ostatní publikace a prezentace

The role of intraoperative positioning of the inferior alveolar nerve on postoperative paresthesia after bilateral sagittal split osteotomy of the mandible: prospective clinical study.

Hanzelka T, Foltán R, Pavlíková G, Horká E, Šedý J. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011;40:901-6.

(Leading clinical paper)

Impact factor 1,44

Role of chisels in BSSO?

Hanzelka T, Foltán R. J Craniomaxillofac Surg. 2013;41(2):87.

(Letter to editor)

Impact factor 1,54

The influence of orthognathic surgery on ventilation during sleep.

Foltán R, Hoffmannová J, Pavlíková G, Hanzelka T, Klíma K, Horká E, Adámek S, Šedý J.

Int J Oral Maxillofac Surg. 2011;40:146-9.

(Original Research Article)

Impact factor 1,44

Piezosurgery in oral and maxillofacial surgery.

Pavlíková G, Foltán R, Horká M, Hanzelka T, Borunská H, Šedý J. Int J Oral Maxillofac Surg.

2011;40:451-7.

(Review article)

Impact factor 1,44

Piezosurgery prevents brain tissue damage: an experimental study on a new rat model.

Pavlíková G, Foltán R, Burian M, Horká E, Adámek S, Hejčl A, Hanzelka T, Šedý J. Int J Oral

Maxillofac Surg. 2011 Aug;40:840-4.

(Original Research Article)

Impact factor 1,44

Stability of the miniplate osteosynthesis used for sagittal split osteotomy for closing an anterior open bite: an experimental study in mini-pigs.

Nieblerová J, Foltán R, Hanzelka T, Pavlíková G, Vlk M, Klíma K, Samsonyan L. Int J Oral

Maxillofac Surg. 2012 Apr;41(4):482-8.

(Original Research Article)

Impact factor 1,44

6.3. Grantová činnost

Vliv změny polohy a zatížení TMK kloubu na jeho remodelaci a funkci po ortognátní operaci.

Grantová agentura Univerzity Karlovy. GAUK 338411

Hlavní řešitel

Neočekávané komplikace ortodontických fixních retainerů.

Interní grantová agentura Ministerstva zdravotnictví. IGA MZ NT/14189

Spoluřešitel

6.4. Patent

Způsob zvýšení přesnosti rekonstrukce 3D rengenového obrazu.

Autor: Tomáš Hanzelka

Národní patent č. 302578

POZNÁMKY

