

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

# **BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**2018**

**Marcel Konjata**

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B 5345

**Marcel Konjata**

Studijní obor: Radiologický asistent 5345R010

**RADIODIAGNOSTICKÉ METODY PRO ZOBRAZENÍ CÉV  
A JEJICH VYUŽITÍ V MODERNÍM LÉKAŘSTVÍ**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: MUDr. Petr Schmiedhuber

PLZEŇ 2018

**ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**  
(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Marcel KONJATA**

Osobní číslo: **Z15B0197P**

Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**

Studijní obor: **Radiologický asistent**

Název tématu: **Radiodiagnostické metody pro zobrazování cév a jejich využití v moderním lékařství**

Zadávací katedra: **Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

- Zpracovat seznam odborné literatury na vybrané téma
- Stanovit cíl kvalifikační práce
- Zpracovat teoretickou a praktickou část práce dle požadavků FZS
- Popsat metodiku praktické části
- Vypracovat diskuzi a závěr kvalifikační práce
- Dodržet formální úpravu kvalifikační práce dle požadavků FZS
- Dodržet citační normu

Rozsah grafických prací:

Rozsah kvalifikační práce:

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

- Abrams' angiography: interventional radiology [online]. Third edition. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Health, [2014], copy2014 [cit. 2017-04-01]. Dostupné z: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/natl-ebooks/detail.action?docID=2031641>.
- CHARVÁT, František a Bohumil MARKALOUS. Zobrazení hlavy: metodika vyšetřování, anatomie, patologie, klinika : CT, MR, RTG, PET, PET/CT, sonografie, endoskopie, angiografie, intervenční neuroradiologie, navigovaná chirurgie. Praha: Triton, c2006. ISBN 80-7254-904-9.
- FERDA, Jiří. CT angiografie. Praha: Galén, c2004. ISBN 80-7262-281-1.
- FLOWER, M. A., ed. Webb's physics of medical imaging. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, ?2012. xxxvi, 811 s., [16] s. obr. příl. Series in medical physics and biomedical engineering. ISBN 978-0-7503-0573-0.
- Intracranial atherosclerosis [online]. Chichester, UK: Wiley-Blackwell, 2008 [cit. 2017-04-01]. Dostupné z: <http://site.ebrary.com/lib/natl/Doc?id=10301296>.
- KRAJINA, Antonín a kol. Intervenční radiologie: miniinvazivní terapie. 1. vyd. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005. 835 s. ISBN 80-86703-08-8.
- PROCHÁZKA, Václav a Vladimír ČÍŽEK. Vaskulární diagnostika a intervenční výkony. Praha: Maxdorf, c2012. Jessenius. ISBN 978-80-7345-284-1.

Vedoucí bakalářské práce:

MUDr. Petr Schmiedhuber

Katedra záchranářství, diagnostických oborů a veřejného zdravotnictví

Datum zadání bakalářské práce: 31. ledna 2017

Termín odevzdání bakalářské práce: 31. března 2018

Doc. PaedDr. Ilona Mauritzová, Ph.D.  
děkanka



PhDr. Alena Pistulková  
vedoucí katedry



V Plzni dne 1. února 2018

## Prohlášení

Prohlašuji, že tato práce je mým původním autorským dílem, kterou jsem vypracoval samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 31. 3. 2018.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Marcel Konjata', is written over a horizontal dotted line.

Marcel Konjata

## Poděkování

Děkuji panu MUDr. Petru Schmiedhuberovi za odborné vedení mé práce a poskytnutí cenných odborných rad. Dále chci moc poděkovat panu MUDr. Jiřímu Bejčkovi, že si na mne udělal čas a pomohl se mi orientovat v programu WinMedicalc a sběrem dat pro praktickou část. Také chci poděkovat fyzikálnímu oddělení FN Plzeň Lochotín, za umožnění výpočtů pro Efektivní dávky a celé Klinice Zobrazovacích Metod.

## **Anotace**

Příjmení a jméno: Konjata Marcel

Katedra: Katedra záchranářských a technických oborů

Název práce: Radiodiagnostické metody pro zobrazování cév a jejich využití v moderním lékařství

Vedoucí práce: MUDr. Petr Schmiedhuber

Počet stran – číslované: 131

Počet stran – nečíslované (tabulky, grafy): 25

Počet příloh: 2

Počet titulů použité literatury: 27

Klíčová slova: Angiografie, CTA, MRA, DSA, výpočetní tomografie, magnetická rezonance, radiační zátěž, kardiovaskulární onemocnění

### **Souhrn:**

Bakalářská práce na téma „Radiodiagnostické metody pro zobrazování cév a jejich využití v moderním lékařství“ se skládá z teoretické a praktické části.

V teoretické části jsou popsány základy tří modalit, které se využívají při diagnostice cév (MR, CT, DSA). Popsány jsou z hlediska fyzikálního principu, a jak fungují. Také je u jednotlivých modalit uveden i základní přehled využití u kardiovaskulární diagnostiky.

V praktické části srovnáváme primární a sekundární analytická data a zjišťujeme, jak se vyvíjela během určitého časového úseku incidence a mortalita kardiovaskulárních onemocnění v Evropě. Také se zaměřujeme na porovnání radiační dávky, které je pacient vystaven při CTA a DSA.

## **Annotation**

Surname and name: Konjata Marcel

Department: Department of rescue services and technical fields

Title of thesis: Vascular imaging methods and their use in modern medicine

Consultant: MUDr. Petr Schmiedhuber

Number of pages – numbered: 131

Number of pages – unnumbered (tables, graphs): 25

Number of appendices: 2

Number of literature items used: 27

Keywords: Angiography, CTA, MRA, DSA, computed tomography, magnetic resonance, radiation dose rate, cardiovascular disease

### Summary:

Bachelor's thesis with topic "Vascular imaging methods and their use in modern medicine" is consisted of the theoretical and practical part.

The theoretical part is describing basic principles of three most used modalities in vascular imaging. Modalities are described from physical point of view. Each of modalities also has a basic overview of clinical use in cardiovascular imaging.

The practical part focus on comparing of primary and secondary data analysis to find out development incidence and mortality of cardiovascular diseases in certain period of time in Europe. I am also comparing radiation exposure of patients examined by CTA and DSA.



# OBSAH

ÚVOD.....	8
TEORETICKÁ ČÁST .....	9
1 DIGITÁLNÍ SUBTRAKČNÍ ANGIOGRAFIE .....	9
1.1 Obecný popis metody .....	9
1.1.1 Krátce k historii, která předcházela DSA .....	9
1.1.2 Co vlastně je DSA .....	9
1.1.3 Jak DSA vznikla .....	10
1.1.4 Seldingerova metoda .....	10
1.2 Jak DSA funguje .....	11
1.2.1 Design pro DSA systém .....	11
1.2.2 Zobrazovací komponenty .....	12
1.3 Využití DSA .....	17
1.3.1 MOZEK, OBLIČEJ A KRK.....	18
1.3.2 PLÍCE .....	22
1.3.3 AORTÁLNÍ OBLOUK A HRUDNÍ AORTA.....	23
1.3.4 JÁTRA.....	24
1.3.5 TRÁVICÍ TRUBICE, SLINIVKA A SLEZINA .....	25
1.3.6 LEDVINY .....	27
1.3.7 PÁNEV .....	29
1.3.8 DOLNÍ A HORNÍ KONČETINY .....	30
2 CT-ANGIOGRAFIE.....	33
2.1 Obecný popis metody .....	33
2.2 Vznik CTA.....	33
2.3 Základní princip CT/CTA.....	34
2.3.1 Spirální CT a „Slip ring“ .....	34
2.3.2 MDCT a detektorové řady .....	35
2.3.3 Skenovací a rekonstrukční parametry.....	37
2.3.4 Výkonnostní parametry (performance parameters).....	40
2.3.5 „MIP“ a „VRT“ .....	42
2.3.6 Kontrastní látka u CTA .....	43
2.4 Využití CTA .....	44
2.4.1 MOZEK, OBLIČEJ A KRK.....	45
2.4.2 PLICNÍ OBĚH .....	45
2.4.3 SRDCE A VĚNČITÉ TEPNY .....	46
2.4.4 AORTA .....	47

2.4.5	ABDOMINÁLNÍ TEPNY .....	48
2.4.6	PERIFERNÍ TEPNY .....	48
2.4.7	ŽÍLY .....	48
2.4.8	NÁDOROVÉ PROCESY .....	49
3	MR-ANGIOGRAFIE .....	50
3.1	Historie MR .....	50
3.2	Princip magnetické rezonance .....	50
3.2.1	Magnetické vlastnosti protonů .....	50
3.2.2	Vliv magnetického pole na atomy vodíku v lidském těle .....	51
3.2.3	Podmínky pro vznik signálu .....	52
3.2.4	Prostorové kódování a gradient .....	52
3.2.5	K-space, Raw Data .....	54
3.2.6	Princip relaxace .....	55
3.2.7	Obrazový kontrast .....	56
3.3	Techniky a sekvence MR pro zobrazování cévního řečiště .....	57
3.3.1	Sekvence .....	57
3.3.2	Dark blood a Bright blood režim .....	58
3.4	Využití MRA .....	59
3.4.1	HLAVA, MOZEK A KRK .....	60
3.4.2	SRDCE A VELKÉ TEPNY HRUDNÍKU .....	60
3.4.3	BŘICHO .....	61
3.4.4	DOLNÍ KONČETINY .....	62
	PRAKTICKÁ ČÁST .....	63
4	FORMULACE PROBLÉMU .....	63
5	CÍLE A HYPOTÉZY .....	63
5.1	Cíl 1 .....	63
5.2	Hypotéza 1 .....	63
5.3	Cíl 2 .....	64
5.4	Hypotéza 2 .....	64
5.5	Cíl 3 .....	64
5.6	Hypotéza 3 .....	64
6	METODIKA .....	65
7	SEKUNDÁRNÍ ANALÝZA DAT .....	66
7.1	Mortalita, incidence a rizikové faktory pro kardiovaskulární onemocnění .....	66
7.2	Sběr dat .....	66
7.2.1	Mortalita u zemí Visegradské čtyřky .....	71
7.2.2	Mortalita u zemí západní Evropy .....	75

7.2.3	Mortalita u zemí Beneluxu .....	80
7.2.4	Mortalita u zemí Skandinávie.....	83
7.2.5	Mortalita u zemí v Pobaltí .....	87
7.2.6	Mortalita u zemí jižní Evropy.....	92
7.2.7	Mortalita u zemí východní Evropy.....	97
7.2.8	Shrnutí u mortality kardiovaskulárních onemocnění .....	101
7.2.9	Incidence pro kardiovaskulární onemocnění.....	105
7.2.10	Shrnutí incidence kardiovaskulárních onemocnění v Evropě .....	112
8	POROVNÁNÍ RADIAČNÍ ZÁTĚŽE U DIAGNOSTIKY CERVIKO CEREBRÁLNÍCH TEPEN .....	114
8.1	Výpočet Efektivních dávek u CTA.....	114
8.2	Výpočet efektivní dávky u DSA .....	117
8.3	Provedené výpočty a výsledky .....	123
8.3.1	Výsledky.....	124
	DISKUZE .....	132
	ZÁVĚR.....	137
	POUŽITÁ LITERATURA .....	139
	SEZNAM ZKRATEK .....	142
	SEZNAM OBRÁZKŮ .....	146
	SEZNAM TABULEK .....	147
	SEZNAM GRAFŮ .....	149
	SEZNAM PŘÍLOH .....	151
	PŘÍLOHA A – SOUHLASY O SBĚR A VYUŽITÍ DAT .....	152

## ÚVOD

I přesto, že se objevila již první angiografická vyšetření v první polovině 20. století (historicky první bylo vyšetření provedené doktory Sicardem a Forestierem), její rozvoj nastartovala až Seldingerova metoda (zavedení katetru), která byla zavedena v šedesátých letech. Šedesátá léta představovala první vrchol angiografie, kdy se začínala objevovat spousta publikací (nejznámější Abrams: *Angiography* na které se podílelo 32 předních angiografistů) a ze stadií experimentů se stala angiografie plnohodnotnou částí moderní medicíny.

Dnes se využívá několik zobrazovacích metod pro diagnostické účely u cévního řečiště. Hlavní dvě modalities jsou Výpočetní Tomografie (dále v textu práce už jen jako CT) a klasická invazivní angiografie. V poslední době se rozmáhá technologickými pokroky i zobrazení Magnetickou Rezonancí (MRI), nicméně jsou zde pořád limitace.

Cílem této práce je obecně a přehledně popsat dnes nejčastěji využívané metody z fyzikálního hlediska. Z hlediska komplexity jsem vybral CT, MRI, a DSA. Teoretická část je pojata tak, aby mohla sloužit jako průvodce studentovi oboru Radiologický asistent. Jelikož z vlastní zkušenosti vím, že obecný princip magnetické rezonance, výpočetní tomografie a principu tvorby skiaskopického obrazu jsou pro některé studenty náročné na pochopení, snažil jsem se k teoretické části práce přistoupit z pohledu studenta a vytvořit čtivý obsah, který by sloužil jako pomůcka k učení. V praktické části a její první části jsem se zaměřil na problematiku incidence a mortality kardiovaskulárních onemocnění v rámci zemí Evropy, kterou jsem analyticky zmapoval a rozdělil do několika segmentů z dostupných statistik. Druhá část praktické části se skládá z výpočtů Efektivní dávky, kterou pacient obdrží při určitém angiografickém vyšetření. Zaměřil jsem se především na CT a DSA.

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 DIGITÁLNÍ SUBTRAKČNÍ ANGIOGRAFIE

### 1.1 Obecný popis metody

#### 1.1.1 Krátce k historii, která předcházela DSA

V roce 1896 bylo dosaženo prvního zobrazení lidských cévních řečišť. Byl to Franz Exner, kdo jako jeden z prvních zjistil, že je díky x-záření možno studovat anatomii člověka

post-mortem. Dosáhl toho za pomoci aplikování kontrastních látek do cév. Použil Teichmanův roztok (vápno, rumělka a petrolej), který do mrtvého těla vpravil skrze a. brachialis a své výsledky publikoval v článku „Chemical and Physical Society of Vienna“ v lednu 1896. Navazující experiment provedený doktorem Haschekem a Lindenthalem, kdy použili stejný postup u amputované paže, dal

*Obrázek 1 První Angiogram pořízený Haschekem a Lindenthalem*



Zdroj: <http://www.emory.edu/X-RAYS/century.htm>

vzniknout historicky prvnímu angiogramu (obrázek 1). Výsledný snímek a jeho publikace jasně ukázala světu potenciál využití Roentgenovo záření u zobrazování cévních řečišť. <sup>(21)</sup>

#### 1.1.2 Co vlastně je DSA

V úvodu této práce jsme se seznámili stručně s historií angiografie. Abychom pochopili co je digitální subtrakční angiografie (dále už jen pod zkratkou DSA), musíme si uvědomit to, že je to zmodernizovaná metoda záznamu klasické invazivní angiografie. Vznik DSA umožnila studie několika vědeckých týmů. DSA je kombinace skiaskopického zařízení se zesilovačem rentgenového obrazu a zařízením na digitalizaci obrazu. Subtrakce spočívá v tom, že se pořídí tzv. „maska“. „Maska“ je rentgenový snímek bez podání kontrastní látky do cév. Následným odečítáním masky od nově pořízených snímků s kontrastní látkou vzniká digitální subtrakce. Plnohodnotný DSA obraz vznikne úplným odečtením s nulovým pozadím (pacient se nesmí pohnout, nebo vznikne pohybový artefakt a znehodnotí se kvalita snímku). Díky rozčlenění obrazu na pixely je umožněno nezávislé vzájemné odečítání

snímků od sebe, anebo posouvání obrázků pixely proti sobě (remasking). Tím je možné pohybové artefakty odstranit.<sup>(7)(13)</sup>

### **1.1.3 Jak DSA vznikla**

Vyvinutí DSA bylo výsledkem obsáhlé studie během sedmdesátých let a výzkumu skupiny medicínských fyziků z univerzit Wisconsin, Arizona (USA) a „Kinderklinik“ v Kielu (Německo). Z toho vyplývá, že DSA není starší než 50 let. V roce 1978 byl demonstrován možný přínos a funkčnost metody. Rovněž v témže roce i první prototyp, který měl být uveden v medicínskou praxi. Ten nakonec byl uveden v roce 1980 na Clevelandské Klinice a v nemocnici South Bay Hospital, Redondo Beach, California. V roce 1983 bylo v provozu kolem 600 přístrojů, ale v roce 1986 vzrostl počet až na úctyhodných 15 000.<sup>(21)</sup>

### **1.1.4 Seldingerova metoda**

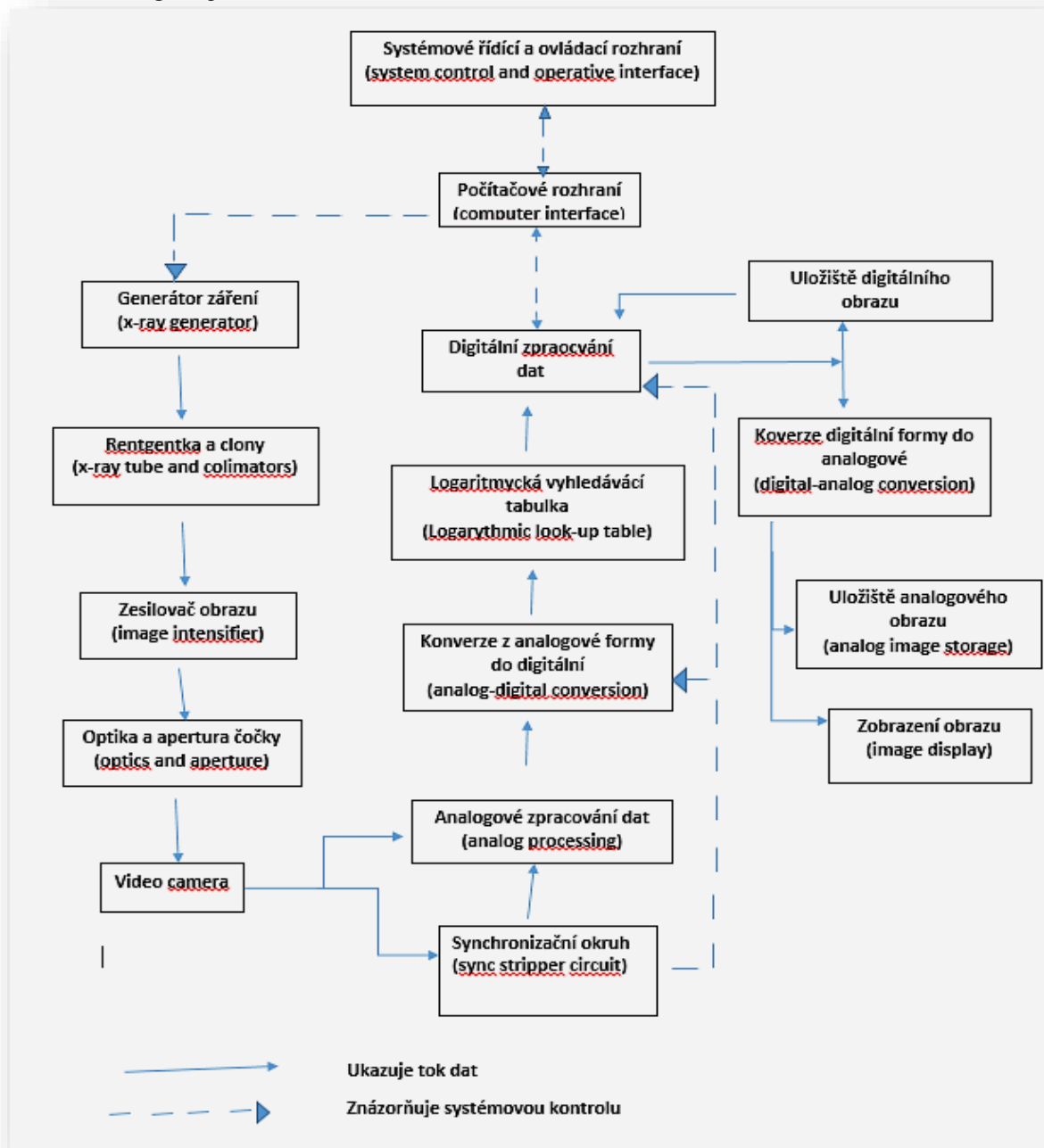
Seldingerova technika je postup při zavádění cévních katetrů. Přes punkční jehlu se zavede vodič, jehla se odstraní, následovně se pomocí vodiče zavádí katetry vhodné k danému vyšetření. Pro jejich snazší průnik do cévy, se může nejdříve vstup upravit pomocí dilatátorů. Místo vpichu pro následné zobrazení tepen se nejčastěji volí a. femoralis communis (umístěna pod tříselným vazem a lze se orientovat podle pulzací). Po aplikaci anestetika do podkoží se snažíme o punkci pouze přední stěny tepny tenkou punkční jehlou (18 gauge). Správné zavedení jehly se pozná podle pulzativního vystřikovávání krve z jehly a v tuto chvíli se zavádí krátký vodič, po kterém se jehla vytáhne. Po ponechání krátkém vodiči se zavede do tepny tzv. sheath (zavaděč), který je zakončený chlopní. Ta je průchodná pouze směrem do cévy a tím brání úniku krve mimo. Zavaděč má postranní otvor, který umožňuje jeho proplachování. Do sheathu se zavede následně další vodič, který se volí na základě typu vyšetření (jiná délka a šířka) a po vodiči se nasouká katétr různého typu podle vyšetřované oblasti. Alternativou punkce v oblasti třísel může být i punkce a. axillaris v oblasti krčku pažní kosti.<sup>(9)(13)(17)</sup>

## 1.2 Jak DSA funguje

### 1.2.1 Design pro DSA systém

Celý systém je založený na digitálním zpracování (digital processing), které získává obrazy z videokamery a poskytuje časovací signály jak generátoru záření, tak systému pro získání obrazu, aby kontroloval tok dat ze zdroje záření do obrazového procesoru (image processor). Snímkovací proces začíná, když se pod počítačovou kontrolou dostanou časovací signály do generátorů záření. Tím se podnítl tvorba x-záření, které prosvěcuje pacienta a následně se zachytí na zesilovači obrazu. Apertura, umístěna mezi zesilovačem obrazu a

Obrázek 2 Diagram pro získání obrazu



Zdroj: Vlastní

videokamerou řídí množství světla, které kamera obdrží. Ze zesilovače přejde světelný obraz do kamery a zde se převede do elektronického signálu, který zpracuje obrazový procesor z analogové formy do digitální a uloží jej do paměti. To je důležité hlavně z hlediska přístupnosti dat pro pozdější digitální subtrakci s následujícími snímky (obrázek 2). Je ještě jedna varianta sestavení systému, a to že se nahradí zesilovač, optika a video kamera FLAT PANELEM. Ve výsledném diagramu by se tedy pouze nahradila optika, kamera a zesilovač právě Flat Panelem. Ten vlastně slouží k přímé digitalizaci dat, takže fyzikálně by to vypadalo tak, že se X-záření dopadající na flat panel přímo převede na elektrický signál o různé intenzitě, kterou zaznamenává TFT, neboli thin film tranzistor (přímá digitální konverze), nebo zde bude ještě mezikrok v podobě převedení X-záření na světlo u scintilační vrstvy Flat Panelu a poté fotodiodami teprve převedeno na elektrický signál a opět zachycen TFT (nepřímá digitální konverze).<sup>(7)(20)</sup>

## 1.2.2 Zobrazovací komponenty

### 1.2.2.1 Zesilovač obrazu (*image intensifier*)

*„Zesilovač obrazu je speciální vakuová elektronka se dvěma okénky - vstupním a výstupním. Na vnitřní straně vstupního okénka je vrstva scintilátoru (většinou cesium-iodidu) a pod ním teničká kovová vrstva fotokatody. Dopadající X-záření vyvolává ve vstupní scintilační vrstvě záblesky světla, které fotoefektem vyrážejí elektrony z fotokatody. Takto vzniklé elektrony jsou pak přitahovány prstencovými urychlujícími a fokusačními elektrodami, na něž je připojeno vysoké kladné napětí (postupně rostoucí až asi do 30kV na anodě u výstupního scintilátoru). Tento elektro-optický systém, fungující jako spojná "elektrická čočka", vrhá elektrony na výstupní scintilátor (většinou ZnS:Ag), kde urychlené elektrony vytvářejí intenzivní záblesky. Takto vzniklý zmenšený, převrácený avšak velmi jasný ("zesílený", intenzivní) obraz je pak snímán optickou TV videokamerou a (analogově) zobrazován na TV obrazovce.“ (Ullmann, 2017).*

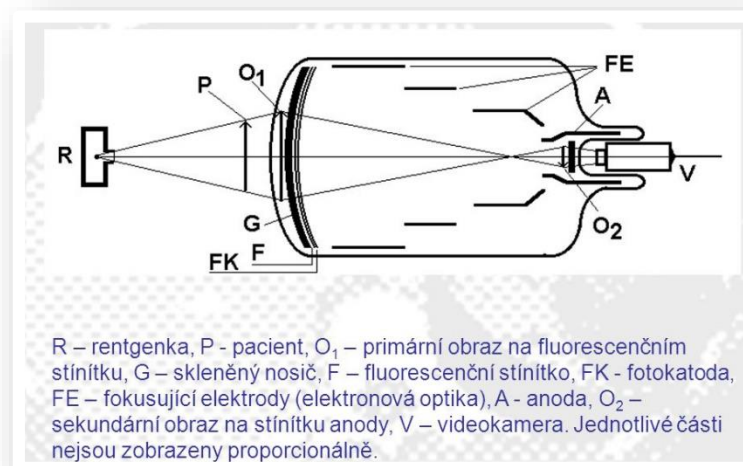
Subtrakční algoritmus předpokládá, že pacientova anatomie se podobá, nebo je identická v obou případech: maska-kontrastní obrazy. Všechny ostatní systémové součásti (kamera, rentgenka atd.) musí zůstat dostatečně v klidu, aby se zajistila anatomická struktura prosvěcovaného pacienta. V podstatě to lze říci tak, že pacient by se měl co nejméně hýbat a se zařízením by se mělo manipulovat co nejméně, aby se předešlo vzniku pohybových artefaktů a snímky byly přesné.



Zesilovač musí mít velké rozpětí kontrastu, pro zachování jeho použitelnosti v zobrazování. Pro zachování rozlišení zesilovače by měla poskytnout Analog-digitální konverze dostatečný prostorový „sampling“.

Pro angiografii a intervenční radiologii se nejčastěji používají zesilovače o rozměru 6-16 palců (15-40 cm). Jako velice užitečnou vlastnost pro diagnostiku je možnost tzv. zoomu a to až trojnásobně. Nicméně to má své pro a proti v podobě rozostření obrazu při větším zvětšení.

Obrázek 3 Zesilovač obrazu



Zdroj: <http://slideplayer.cz/slide/2031862/>

Pro intervenční výkony je vhodné používat menší zesilovač, kdežto naopak při zobrazování břišní oblasti a dolních končetin je vhodný zesilovač větší.<sup>(7)(20)</sup>

### 1.2.2.2 Světelná clona (light aperture)

Světelná clona je umístěna za výstupem zesilovače obrazu. Je podobná těm, které jsou zabudovány v jedno-čočkové reflexní kameře, a její princip spočívá v tom, že tlumí (podle její velikosti) množství světla procházející ke kameře. Velikost clony hraje roli hlavně v expozici, míře vystavení radiační dávky a kvalitě snímku. Malé clony totiž propouštějí méně světla a to vyžaduje větší radiační dávku, na druhou stranu dojde k snížení kvantového šumu a lepšímu odstupů signálu od šumu (signal-to-noise ratio). V případě, že nehraje šum při zobrazování roli, volí se větší clona, aby se snížila dávka, které je pacient při vyšetření vystaven.<sup>(7)</sup>

### 1.2.2.3 Videokamera

Videokamera je jedna z nejdůležitějších komponent v zobrazovacím řetězci pro radiografický DSA systém. Základní funkce kamery je produkovat analogický elektrický signál, který je úměrný množství světla zachyceného terčíkem kamery (foto anodou).

Fotoaktivní článek v kameře je foto anoda (nebo angl.. video target), která mění elektrickou vodivost na základě vystavení světlu (když na foto anodu nedopadá světlo je v klidovém stavu, když na ní začne dopadat světlo začne se měnit její elektrická vodivost).

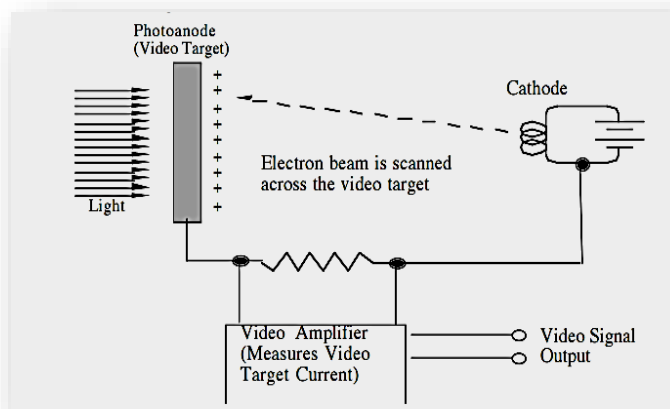
Videosignál vzniká vlastně tak, že se skenuje elektronový paprsek napříč sekvenčními řadami foto anody, v které je uložen elektrický náboj a při průchodu skrze ni se mění v elektrický proud. Z toho vyplývá, že oblasti, v kterých byla foto anoda vystavena velké dávce světla, budou produkovat velký náboj (ze kterého vznikne elektrický proud) a místa která byla vystavena malé dávce světla nebo žádné budou produkovat malý nebo žádný náboj. Výsledný signál je změření úrovně dopadu světla na foto anodu. (obrázek 3)

Tím, že je elektronový paprsek rozprostřen přes celou foto anodu, aby generoval analogový videosignál, jsou informace čteny sériově. Videosignál je signál časově proměnný, který kóduje dvou

dimenzionální světlený obraz ve foto anodě jako dočasný záznam. Časové ukazatele video signálu korespondují s prostorovým umístěním v rámci světelného (a rentgenového) obrazu.

Signál z foto anody může být čten dvěma způsoby. Ve videokamerách používaných pro televizní přenosy se užívá takzvaný prokládaný režim. Prokládaný režim je v radiodiagnostice nežádoucí. V tomto režimu se totiž elektronový paprsek skenuje napříč foto anodou v pulsnímciích, kdy se využívá nedokonalosti lidského oka a nejprve se vykreslují liché a pak teprve sudé řádky obrazu. Snímek vznikne v 1/30 sekundy kompresí čtených řádků elektronového paprsku. Jelikož každá foto anoda má určitou časovou prodlevu (lag) i při konstantním vystavení světelnému paprsku, bylo by třeba několik snímků než by začal být signál stabilní a to by vedlo k vystavením velmi silné dávky x-zářením. V radiodiagnostice se využívá tzv. progresivní režim videa, který odstraňuje výše zmíněný problém prokládaného režimu. Při užívání prokládaného režimu je obraz uložen ve foto anodě při krátké expozici x-zářením a následně čten celý, když je záření vypnuto. Jinými slovy,

Obrázek 4 schéma videokamery



Zdroj:

[http://mer.chemia.polsl.pl/biometrologia/materialy/angio/AngiografiaDSA-DI\\_chap10.pdf](http://mer.chemia.polsl.pl/biometrologia/materialy/angio/AngiografiaDSA-DI_chap10.pdf)

zachycené záběry nejsou rozděleny do samostatných částí jako při prokládání. Počítačové monitory nemusí prokládat, aby záběr zobrazily. Nenastává tu efekt "blikání" obrazovky. Pro zobrazovací aplikace může být tato vlastnost progresivního skenování důležitá, protože umožňuje sledování detailních záběrů. Tímto se eliminuje nutnost vystavit pacienta nadměrné dávce x-záření. <sup>(7)</sup>

#### **1.2.2.4 FLAT PANEL**

Flat Panel je receptor, který se skládá z mnoha Thin-film field-effect tranzistorů (TFT) uspořádaných do obrovské mřížky/matice (matrix), v které se promítá intenzita dopadajícího X-záření do formy elektrického signálu. Zde platí úměrný vztah, že velká intenzita záření = velká intenzita signálu. Elektrický signál je zaznamenaný pomocí multiplexních registračních obvodů (multiple read out), které následně spolupracují s ADC (analog digital converter/převodník analog digitál. obrazu) tím že signál převedou do počítače kde se informace o intenzitě X záření převádí do obrazové matice.

Jsou vlastně dva konstrukční typy Flat Panelu, a to buď panely se scintilační vrstvou (Fluorescent Screen) nebo s polovodičovým detektorem (Photoconductor).

Panel se scintilační vrstvou, funguje tak, že X-záření dopadne na vrstvu fluorescenčního materiálu. Hojně se využíval Cesium Jodid, dnes jsou využíváno sloučenin Gadolinia, Thalia a v některých případech Germania. Po dopadu na scintilační vrstvu se přemění fotony X-záření na fotony viditelného světla, vznikají tím záblesky viditelného světla. Takovéto záblesky jsou pomocí fotodiody z polovodiče (nejčastější amorfni Křemík) převedené na elektrický náboj díky fotoefektu.

Panel s polovodičovým detektorem nemá scintilační vrstvu, místo toho má vrstvu z materiálu, který je schopný přímo produkovat elektrický signál při dopadu fotonů X-záření na jeho povrch. Většinou je materiál z amorfniho Selenu, ale jsou i jiné vhodné prvky. Polovodičová vrstva vlastně funguje na principu diody (složená z kladné a záporné elektrody) pod obrovským elektrickým odporem, kdy vrstvou projde elektrický impulz, až v momentě kdy na ní dopadne X-záření. Fotony X-záření uvolní ze záporně nabitě elektrody elektrony, které okamžitě jsou přitahovány ke kladné elektrodě. Tím vznikne přeskok energie přímo úměrné množství elektronů (a tedy i množství fotonů X-záření).

### **1.2.2.5 Procesor pro zpracování digitálního obrazu (*digital image processor*)**

Základní funkce digitálního procesoru je pořizování a digitalizování video snímků, následné ukládání snímků do mezipaměti a provádění matematických operací (lineární a logaritmická subtrakce) v obrazových datech. Slouží také k promítání obrazu na monitor a k ukládání dat na optické nebo elektromagnetické medium (CD, HDD).

Za předpokladu, že byl analogový obraz získán pomocí x-záření, zesilovačem obrazu a video kamerou se dostane analogový signál do procesoru, kde se provede tzv. preprocessing (před výpočet) k úpravě amplitudy a úrovně videosignálu, aby se zajistila vstupní specifika pro analog-digitální převaděč. Velikost kroků při konverzi musí být zvolena tak, aby se netvořil šum u digitálního signálu po digitalizaci. Konverzní krok chápeme jako určitý objem zpracovaných dat uváděných nejčastěji v bitech za sekundu. (Pro lepší představu, v běžném životě se dá pro laika přirovnat k rychlosti stahování, nebo rozbalování RAR, ZIP archivů. Funguje na podobném principu). Zpravidla se volí velikost kroků tak, aby odpovídala standartní odchylce elektronického šumu a tedy 1000:1.

Z důvodu, že měřítko 1000:1 koresponduje s 1000 digitalizačními kroky v 10 bitech, řídí k pokrytí rozpětí analogového signálu Analog-digitální převaděč sekvenci (která je dočasná) digitálních čísel. Řídící mikroprocesor používá software k formátování této sekvence určující pozici signálu obrazu schématem pro řádky a sloupce. Vmezeření mezi sloupci je určeno takzvaným „sampling rate“ převaděče a počet sloupců je určen rychlostí skenování (video skeneru). Řádky se odvíjejí od počtů snímků za sekundu (FPS). Spousta snímků se získává v rozlišení 512x512 (pixelů na obrazový bod), nicméně některé systémy využívají i rozlišení 1024x1024.

Následná digitalizace obrazových dat je logaritmicky transformována (pixely se zlogaritmují). Transformace je nutná proto, aby se odstranila stacionární anatomická struktura během digitální subtrakce. V dnešní době většina zobrazovacích systémů provádí logaritmickou transformaci s následnou analog-digitální konverzí využívající digitální vyhledávací tabulku (look-up table), která prostě nahrazuje digitální hodnotu novou hodnotou odpovídající svému logaritmu. Zjednodušeně si lze představit, že existují pro převod dat předem dané hodnoty, které se vyhledávají v tabulce a ty jsou posílány dál. Po logaritmické transformaci a digitalizaci příchozího video signálu se obraz uloží do jedné z pamětí obrazového procesoru (většinou se uloží více než jeden snímek, aby se zredukoval

šum). Zpravidla má procesor více než jednu rovinu paměti (nejčastěji 3) a to je z důvodu, že do jedné roviny se uloží maska a do zbylých snímky, od kterých se bude odčítat.

V této práci již bylo několikrát zmíněno, že maska je obraz, který je pořízen bez kontrastní látky, a následné snímky se pořizují s kontrastem podaným do cílových cév. Oba obrazy můžeme vyjádřit matematicky. Předpokládejme, pacient má tloušťku  $x$  a koeficient útlumu. V tom případě tok fotonů zachycen na zesilovač před podáním kontrastu můžeme vyjádřit takto:

$$I_m = I_0 e^{-\mu x}$$

Po podání kontrastní látky se zvýší opacita arterie (dojde tedy k zneprůhlednění), kdy se změní i koeficient útlumu a proto se vzorec pro tok fotonů, který zesilovač obrazu zachytí, pozmění o nový koeficient a tloušťku cévy (zpravidla se zúží).

$$I_I = I_0 e^{-(\mu_r x_r + \mu_I x_I)}$$

Po výpočtech (processingu) se digitální obraz dostane do Digital-analogového převaděče, který generuje analogový video signál pro výstupní monitor (to co vidíme na obrazovkách a monitorech).

Shrneme-li funkci procesoru do jedné věty: Procesor je řídicí jednotka, zodpovídající za převod signálů z různých stavů (analogový a digitální) sérií výpočtů a matematických operací do finální podoby obrazu tak jak jej vidíme jako finální produkt (snímek).<sup>(7)</sup>

### 1.3 Využití DSA

Hned z kraje musím konstatovat, že DSA je v porovnání s ostatními běžně využívanými modalitami nejrizikovější, protože se jedná o metodu invazivní, a proto je-li možnost použít k diagnostickým účelům jinou modalitu, zpravidla se upřednostní právě před DSA. V praxi se DSA využívá při intervenční medicíně, kdy se předpokládá, že bude nutný zákrok. To však nemění nic na tom, že i dnes je DSA užívána i k diagnostickým účelům, nicméně se užívá jen případech kdy je nutná k upřesnění diagnózy, protože vyšetření CTA a MRA nedokáží v některých specifických případech najít úplně vše. Respektive DSA dokáže najít daleko více patologických stavů tam, kde jiné metody ne. Například u dosavadních studií, které se zaměřují na intrakraniální stenózy, udávají, že nejmenší spolehlivě rozpoznatelná stenóza byla zjištěna pomocí CTA u arterie velké v průměru 0,7

mm. Naproti tomu DSA metoda byla schopna najít spolehlivě stenózu v arterii velké 0,4 mm. <sup>(24)</sup>

### 1.3.1 MOZEK, OBLIČEJ A KRK

Mozková angiografie vzhledem k její rizikovosti, dostane prostor k využití tehdy, když nelze provést jiné vyšetřovací metody k získání relevantních informací. Používáme ji tedy v případě, kdy víme, že poskytne klinicky podstatné informace. Nejčastěji se využívá DSA k potvrzení nebo vyvrácení arteritidy a arteriální disekce. <sup>(24)</sup>

Metodika selektivní katetrizace intrakraniálních tepen umožnila vznik endovaskulárním léčebným metodám spadající pod neurochirurgii. Jde o to, že tím že můžeme po vstříku bolusu kontrastní látky sledovat průtok jak tepnami, tak i kapilárami a žilami bez překrytí ostatních cévních struktur v reálném čase. To lze i při velmi pomalém toku a díky tomu získáváme informace, které zatím neinvazivní metody nezachytí. <sup>(9)</sup>

Velice často se DSA využívá i k detailní diagnóze subarachnoidálního krvácení, detailnímu zobrazení cerebrovaskulárních malformací, tumorů hlavy a krku, a také k definitivní kvantitativní diagnóze aterosklerotických změn. Jako jedna z nejčastějších indikací k provedení DSA vyšetření mozkových cév bývá podezření na stenózu odstupů vnitřní krkavice, nebo trombolytická léčba k potvrzené cévní mozkové příhodě (CMP). Diagnóza u CMP jako taková se dnes už provádí ve vysokých počtech případů jen přes CT, nebo MR. <sup>(24)</sup>

K diagnostickým účelům se katetrizují obě a. carotis communis nebo selektivně a. carotis interna/externa, anebo obě vertebrální tepny s použitím nízkoosmolární kontrastní látky. <sup>(9)</sup> Užívá se katetr Headhunter či JB, vodič podle zvyku pracoviště. Simmons nemá lepší rotační kontrolu, ale díky tvaru jej lze snáze zasunout do tepny, která odstupuje ve výrazném úhlu proti směru zaváděného katetru, což bývá u starších lidí, kde se prodlužuje oblouk aorty. Poté co se tvar katetru zremodeluje, natočíme vyšetřovaného do levé přední šikmé projekce. Tím se rozprojikuje odstup truncus brachiocephalicus a levé a. carotis communis. Nicméně je zde možná komplikace při nedostatečně hlubokém zavedení. V případě že katetr není dostatečně hluboko zaveden a vstříkujeme více než 5 ml kontrastní látky za sekundu, tak je pravděpodobné že dojde k zpětné dislokaci konce katetru do aortálního oblouku. <sup>(14)</sup>

V případě, že se katetrizují intrakraniální větve, používají se mikrokatétry s mikrovodičem, nebo je možné i bez něj (vodiče). Většinou se katetrizace indikuje jako součást endovaskulárního léčebného zákroku. Prostor mezi katétry se proplachuje přetlakovými infuzemi fyziologického roztoku s heparinem s využitím adapteru Tuohy Borst, který má hemostatickou chlopeč a postranní rameno na proplach. Kontrast se vstříkne do mikrokatétru injekční stříkačkou 1 ml se zámkem Luer Lock. Kvůli zvýšenému riziku spasmu se v povodí a. carotis externa nepoužívají katétry 4 až 5 F. V místě odstupu vnější karotidy se nechává katétr 5 F a selektivní katetrizace se provede právě mikrokatetrem.

Nejčastějšími komplikacemi rutinních vyšetření je CMP, která může vzniknout z embolu u katétru (buď přímo v něm, nebo na něm), nebo z odtržení části ateromatózních hmot katetrizovaných tepen, či klasickou vzduchovou bublinou. I přesto že se jedná o nejčastější komplikaci, v praxi je riziko nižší než 1%.<sup>(13)(17)</sup>

#### **1.3.1.1 Cévní mozková příhoda**

Nejčastější indikací k angiografickému vyšetření bývají akutní CMP pro trombolytickou léčbu (prvotní vyšetření je pomocí CT a MR nikoliv DSA, jelikož je příliš invazivní pro pouhou diagnostiku), druhá skupina bývá podezření na stenózu v odstupu vnitřní krkavice a rovněž se okamžitě využívá intervenčního zákroku v případě potvrzení stenózy, jelikož hrozí vznik tromb-embolů a výrazně snižuje průtok krve.<sup>(11)</sup>

Neurologický deficit při CMP může být vyvolán mozkovým infarktem, intra cerebrálním krvácením, subarachnoidálním krvácením a uzávěrem mozkových žil, proto mají zobrazovací metody US, CT a MR klíčovou roli v diagnostice CMP.

Většinou je indikace pro DSA u CMP v případě, že pacient má s příznaky trvající déle než 4 hodiny a u kterého jsou vyloučeny krvácení do mozku a edémy. Co je velice důležité je rozlišit symptomy ischemie z levé/pravé hemisféry a verterobazilárního povodí (zde je nutné CT vyšetření k interpretaci i minimální změny).<sup>(9)(10)</sup>

Endovaskulární výkony prováděné při CMP jsou hlavně trombektomie stentrieverem. Méně často pak angioplastika balónkovým katétre, trombolýza, nebo disekce a uzavření tepen.<sup>(9)</sup>

#### **1.3.1.2 Intrakraniální aneuryzmata**

Aneuryzma je rozšíření tepny, které je ohraničené, způsobené strukturální změnou její stěny. Rozlišují se fuziformní, sakulární a disekující, přičemž sakulární jsou nejčastější

(vyskytují se až u 5% populace) a jejich projevem bývá subarachnoidální krvácení (SAK). Nejčastější místo nálezu je větvení tepen u Willisova okruhu a arteria cerebri media. Dokonce mohou být i vícečetná a to až v 20% případů. <sup>(10)(13)</sup>

V diagnostice intrakraniálních aneuryzmat byla základní metodou angiografie, nicméně stojí za zmínku moderní pokrok v zobrazovacích modalitách a k prostorovému zobrazení aneuryzmat byly vyvinuty metody spirální CT angiografie, MR angiografie a dokonce i modifikace DSA, tzv. rotační angiografie, kdy při jednom vstřiku kontrastu rotuje rentgenka 30 až 60 stupňů, jejímž výsledkem jsou série snímků v arteriální fázi v různých projekcích (pozn. FN Plzeň Lochotín je tímto zařízením vybavena). <sup>(9)</sup>

Při podezření na SAK se vždy použije k vyšetření CT, to určí pravděpodobnou lokaci, v případě že se potvrdí SAK a nalezne se přibližná lokace, přistupuje se ihned k vyšetřování tepen Willisova okruhu pomocí spirálního CT nebo MRA. <sup>(13)</sup> V případě, že nález je negativní, provádí se lumbální punkce k průkazu nebo vyvrácení SAK. SAK přináší v 50 až 66 procentech pravděpodobnosti smrti či velkého postižení, a proto je nutné včas diagnostikovat a nalézt aneuryzma, aby se právě předešlo SAK. <sup>(14)</sup>

Sakulární aneuryzmata jsou nejčastěji získaná na podkladu hemodynamicky degenerované stěny velkých mozkových tepen, nejčastěji v oblastech větvení a dělí se na *traumatická* (vznikají při tupých poraněních hlavy, chápeme v souvislost úraz tupým předmětem bez vnějšího krvácení, jako je například úder tupým předmětem, uhození hlavy o zem atd.), *mykotická* (vyskytují se velmi vzácně a spíše u dětí), *tumorózní* (většinou vznikají z metastáz maligních tumorů lební baze jako je myxom), *aneuryzmata při zvýšeném průtoku* (ty vznikají při nadměrném namáhání arteriální stěny při zvýšeném průtoku způsobeným malformacemi a fistulami). <sup>(10)(13)</sup>

U aneuryzmat je často prováděna peroperační a pooperační angiografie, kdy se před operací zavede katetr do karotické tepny, poté se pacient převezde na operační sál a zde se na katetr napojí na intra-arteriální proplach fyziologického roztoku, aby se zabránilo vzniku trombu. Po naložení chirurgické svorky na krček aneuryzmatu se ještě kontroluje angiografií, jestli se aneuryzma už dále neplní a zda jsou okolní tepny průchodné. Toto se uplatňuje především u velkých aneuryzmat, kde je obrovská výnosnost. <sup>(9)</sup>

U intrakraniálních aneuryzmat se navazuje endovaskulárními výkony, buď postupnou výplní vaku aneurysmatu odpoutatelnými spirálami a zachováním mateřské



tepny, nebo uzavřením mateřské tepny s aneuryzmatem, které se ještě testuje dočasným uzavěrem balonkovým katétrem (dekonstrukce je možná pod úrovní Willisova okruhu, anebo v kombinaci s bypassem).<sup>(14) (17)</sup>

### **1.3.1.3 Intrakraniální cévní malformace**

Intrakraniální cévní malformace lze rozdělit na kavernózní angiomy, kapilární teleangiektázie, venózní malformace a arteriovenózní malformace (dále jen AVM), přičemž se DSA uplatňuje pouze u arteriovenózních malformací, protože zbylé modalitě dokáží spolehlivě zobrazit všechny zbylé druhy.<sup>(9)</sup>

AVM je opravdu vzácné onemocnění, odhaduje se na 0,02% v celé populaci a jsou tedy méně časté než mozková aneuryzmata přičemž riziko úmrtí je menší než 17% ze všech případů.<sup>(13)</sup> V polovině případů se AVM projeví krvácením: intra - ventrikulárním, intra - cerebrálním, nebo SAK.<sup>(10)</sup>

AVM se skládá z klubka nahlučených patologických cév (říká se tomu nidus), přičemž je charakteristické že v nidu přecházejí arterie přímo v žíly bez dalšího větvení. Klasické AVM bývají kuželovitého tvaru s vrcholem zasahující ke komoře a z bazí ke kovexitě hemisféry.

Navazujícím výkonem při nálezů je embolizace, případně podle typu AVM navazuje chirurgická léčba a radiochirurgická léčba.<sup>(14) (17)</sup>

### **1.3.1.4 Přímá karotidokavernózní píštěl**

Většinou se projevuje formou post-traumatické trhliny v kavernózní části vnitřní karotické tepny. Tím vznikne zkrat přímo vedoucí do kavernózního sinu, ten expanduje, narůstá v něm tlak a dojde tím k drenáži krve přímo směrem do orbity přes v.oftalmica.

Za důsledek drenáže se projeví „syndrom červeného oka“ (chemóze), způsobená žilním městnáním a protruzí bulbu.<sup>(10)</sup>

Drenáž může směřovat do sinů: petrózního, sfenoparietálního, či do druhého kavernózního.

Jelikož je píštěl vysoko průtoková, je primární léčba endovaskulární a uzavírá se odpoutatelným balónkem zavedeným z vnitřní karotidy.

DSA v tomto případě diagnostikuje stav extrakraniálního průběhu a. carotis interna. Umožní posoudit ateromatózní pláty, průběh a vynutí cévy. Dále zjistí, kam vede drenáž, jestli je píštěl přímá nebo nepřímá a přesnou lokalizaci otvoru ve stěně karotidy. <sup>(13)</sup>

### **1.3.2 PLÍCE**

Dnes se indikuje plicní angiografie až po nejasném nálezu na spirálním CT.

DSA se při vyšetření plic používá pouze za cílenou léčbou a nese s sebou celou řadu rizik, jako například akutní cor pulmonale a kompletní atrioventrikulární blokády. Nemocný musí být celou dobu v průběhu výkonu monitorován na EKG s možností záznamu srdečního rytmu. Především se využívá pro změření tlaku v plicnici a pro vyšetření plicní embolizace, hemoptýzy a plicní AVM. K cílené angiografii plic nás navádí perfuzní a ventilační izotopové vyšetření plic.

#### **1.3.2.1 Hemoptýza**

Smyslem angiografie při hemoptýze je nález pravděpodobného místa krvácení. V drtivé většině případů po nálezu následuje léčebné embolizace. <sup>(9)</sup>

U většiny vyšetření není krvácení dramatické, masivní hemoptýza je definována jako krvácení přesahující krevní ztrátu nad 600 ml za 48 hodin. Mortalita masivní hemoptýzy se při konzervativním léčení uvádí nad 50% (v krajních případech okolo 80%). Masivní hemoptýza se řeší chirurgicky, kde se mortalita snižuje na 17% a pro naše účely, tedy využití DSA se vyšetřuje a embolizuje nikoliv masivní hemoptýza, ale recidivující (tedy menší). <sup>(9)(13)</sup>

Zákroku předcházejí jiná rentgenologická vyšetření, CT, Bronchoskopie, ventilační a perfuzní izotopové vyšetření. Je tedy jasný průkaz hemoptýzy.

**Při vyšetření hrudní aortografií** se do aortálního oblouku aplikuje kontrastní látka při tzv. Valsalvově manévru katetrem Pigtail v množství 60-80 ml rychlostí 25-30 ml/s

Při vyšetření selektivní bronchiální arterografií se můžou používat katétry velikosti 5 až 6 F, to je Simmons I a II, Rösh celiac, renální, Cobra a Mikaelson. Pro selektivní katetrizaci byly také doporučeny koaxiální mikrokatétry. Nejvhodnějším přístupem je přes steath z třísla. Arterie se sondují po ventrální stěně aorty ve výši obratlových těl Th4 až Th6 (v okolí bifurkace trachey). Poloha hrotu katetru se testuje vstříkem 1 ml kontrastu a sleduje se odtok. K vlastnímu vyšetření se injektuje 4-10 ml neionálního kontrastu z ruky, protože

pokud vnikne kontrast do bronchiální arterie, může dráždit pacienta ke kašli, a tím pádem by nevydržel v klidu.<sup>(9)(14)</sup>

### **1.3.2.2 Plicní AVM.**

Angiografie se v tomto případě indikuje jako součást detailního vyšetření před léčebnou embolizací nebo operací. V ostatních případech se využívá CT, MR a izotopové vyšetření <sup>99m</sup>Tc které objeví zkratky i na mikroskopické úrovni.

Při vyšetření pod DSA se klade důraz i na venózní fázi a zahajuje se vstříkem kontrastu do kmene plicnice. Dále se sleduje tlak, při čemž systolický musí být 15-30 mm Hg, diastolický 3-12 mm Hg a vystíní se filtrem mediastinum, aby se získal kvalitní obraz bronchiálních a interkostálních arterií.

Při výkonu se využívá více projekcí a měří se šíře zkratů před léčebnou embolizací. Je také nutné zobrazit i bronchiální arterie, protože malformace může být způsobena i z bronchiálních tepen a v případě jejich neuzavření by došlo k recidivě.<sup>(9)</sup>

### **1.3.3 AORTÁLNÍ OBLOUK A HRUDNÍ AORTA**

DSA u poranění, disekcí a aneuryzmat aorty se dnes nahrazuje neinvazivní vyšetřovací metodou, tj.: spirální CT, nebo MRI.

Od hrudní aortografie se očekává informace o rozsahu sklerotického postižení samotného oblouku a postižení odstupujících cév pro mozek a horní končetiny. Předem získané anatomické informace z předchozích vyšetření usnadní volbu katetru pro katetrizaci větví aorty. Angiografické vyšetření pod DSA bývá součástí předoperačního vyšetření, kdy se následně zavádí stent, zprůchodňuje přepážka, nebo se dilatují koarktace aorty.

Hrudní aortografie se nejčastěji začíná zavedením katetru z a. femoralis, ale pro vstřík kontrastu do aortálního oblouku lze také zavést katetr i z tepny axilární, brachiální či radiální, dokonce byl popsán i přístup translumbální. Kontrastní látka se vstříkuje 90 cm dlouhým katetrem Pigtail tloušťky 6 F, který je vysokoprůtokový. Ten zavede se do břišní aorty a po proplachu fyziologickým roztokem se posunuje směrem kranálně. Aby se usnadnilo posunutí z descendentní aorty, rotuje se se proti směru hodinových ručiček. Pokud by se stalo, že konec katétru pronikne do levé a. subclavia, což se stát může u mladších pacientů, zavede se katétre vodič do ascendentní aorty a po vodiči katétr posunout.

Pokud se chce zobrazit pouze kořen aorty a poloměsíčitá chlopeň, umístí se konec katetru přibližně dva centimetry nad úroveň aortálního ústí. U dospělých se rychlost vstříku kontrastu pohybuje do 30 ml/s a celková dávka kontrastu 60 ml, která se ředí 1:1 s fyziologickým roztokem. Snímkuje se se zpožděním 0,5 vteřiny 3snímky/s po dobu tří vteřin a následně po dobu 4 vteřin 1snímek/s.

Obvykle se začíná na levé přední šikmé projekci s úhlem sklonu 45-50 stupňů, ale pro určité patologie jsou nutné další projekce. U tepen odstupujících z aortálního oblouku se k jejich vyšetření centruje tak, že zavedený katétr, který obvykle sleduje kraniální konturu aortálního oblouku, má správně být 1-2 centimetry nad dolním okrajem snímkaného pole. Hlava pacienta je co nejvíce stočená doprava.

Druhou projekcí je pravá přední šikmá se sklonem 30 stupňů. Tato projekce nahrazuje některé selektivní nástřiky.<sup>(9)(14)</sup>

### **1.3.4 JÁTRA**

Indikace k angiografii pod DSA u jater se v posledních letech hodně zúžily, a volba nyní podléhá daleko přísnějším kritériím než v nedávné minulosti. V drtivé většině případů se indikuje jako součást léčebných endovaskulárních výkonů.

DSA je nezastupitelná při cévních lézích (post traumatická pseudo aneuryzmata, AVM a píštěle. U nádorů se indikují pouze jako poslední možnost, pokud ostatní modalita nevedli k jednoznačné diagnóze.<sup>(9)</sup>

#### **1.3.4.1 Poranění jater**

Při tupém nebo penetrujícím poranění jater může vzniknout krvácení do žlučových a odtud do duodena. Může být jak chronické, tak i akutní a dokonce vede až k hemoragickému šoku. Doba, kdy se projeví krvácení od poranění, může být i několik dnů, týdnů, ba i měsíců.

Klinicky se hemobilie projevuje žloutenkou, a kolikovou bolestí v pravém podžebří (tyto příznaky vyvolá koagula v žlučových cestách). Diagnóza se dnes staví na endoskopickém průkazu krve vytékající z Vaterské papily. DSA je základní diagnostickou metodou pro další navazující terapeutické výkony (léčebná embolizace).<sup>(9)(13)</sup>

#### **1.3.4.2 Portální hypertenze**

Nejčastější příčinou portální hypertenze bývá jaterní cirhóza způsobená nadměrnou konzumací alkoholu, cirhóza způsobená virem Hepatitidy B, a chronická trombóza portální žíly.

DSA se podstatnou měrou podílí na diagnostice portální hypertenze, využívá se k měření tlaku v jaterní žíle zaklíněným katétrem, nebo při biopsii jater a pro zobrazení řečiště jater před plánovaným chirurgickým portosystémovým zkratem. Dokonce se uplatňuje před transplantací jater a jako součást transjugulární intrahepatální portosystémové spojky (TIPS).<sup>(9)</sup>

### **1.3.5 TRÁVICÍ TRUBICE, SLINIVKA A SLEZINA**

#### **1.3.5.1 Intestinální ischemie**

DSA je základní vyšetřovací metodou při podezření na akutní intestinální ischemii v případě, že je na podkladě tepenného uzávěru. Dále je primární pro případy chronické intestinální ischemie a neokluzivní mezenterální ischemie.<sup>(9)(14)</sup>

*Při podezření na trombus ve v.mesenterica superior je primární CT.*<sup>(9)</sup>

Akutní intestiální ischemie je většinou způsobena nedostatečnou perfuzí mezenterálního řečiště kvůli embolii, trombózou ateroskleroticky změněné tepny, disekcí aorty, mezenterální ischemií, nebo trombózou v. mesenterica.<sup>(13)</sup>

V případě že je ischemie chronického rázu, způsobuje jí stenóza minimálně dvou ze tří tepen zásobující tenké střevo.<sup>(17)</sup> Jako nejčastější příčina se jeví onemocnění aorty aterosklerózou, Takayashuovou arteritidou nebo systémovým lupem erythmatosum a vzhledem k tomu je k průkazu potřeba vyšetřovat aortu i v boční projekci.<sup>(9)</sup>

V případě že by se čekalo na přesvědčivé příznaky plně projevující mezenterální ischemii, vystaví se tím pacient daleko vyššímu riziku, než kdyby se podrobil včasné angiografii, protože rozvinuté příznaky a jednoznačný laboratorní nález více méně znamenají téměř jistou nekrózu stěny střeva a nezvratnou transmuralní ischemii.<sup>(14)</sup>

Při vyšetření akutní i chronické mezenterální ischemie je vedle selektivní angiografie nezbytná i břišní aortografie v boční projekci, tím se zobrazí i odstupy viscerálních tepen. A. mesenterica inferior odstupuje ventrolaterálně, a proto se snímkuje

nemocný ve strmé pravé přední šikmé projekci s uhlím 70 až 80 stupňů. Truncus celiacus se obvykle snímkuje přímo za použití katétru 5 F Rosch, nebo Simmons. Katétr se zavádí s vodičem na předpokládané místo odstupu truncus celiacus a po velice opatrném proplachu se orientuje hrot ventrálně. Musí platit, že pokud otáčíme katétr doprava, otáčí se i hrot stejným směrem. (Při potřebě provedení CT portografie se nechá zavedený katétr v horní mezenterické tepně s hrotem distálně od ústí jaterních tepen a na spirálním CT lze vyšetřit celá játra vstříknutím kontrastu v rozmezí 50 až 150 ml).<sup>(13)(17)</sup>

V povodí trunku snímkuje 2 snímky/s po dobu 5s, dále můžeme pomaleji ale alespoň po dobu 25s, aby se získala dobrá parenchymová i venózní fáze. U dospělých se zpravidla nevejde snímkové pole na celé abdominální řečiště, a proto se dělá nadvakrát. Nikdy nesmí chybět oblast céka a colon descendens. Z důvodu častých angiodysplázií. Snímkování trvá alespoň 20s k zachycení venózní fáze vyšetření, extravazace, angiodysplázií, malformací a zbarvení maligních tumorů.

Dolní a. mesenterica se vyšetřuje v šikmých projekcích kvůli poloze sigmoidální kličky.<sup>(9)</sup>

#### **1.3.5.2 Krvácení do trávicí trubice**

K diagnostice slouží CT a endoskopie. DSA je indikována jen tehdy, pokud selže endoskopická metoda v zastavení krvácení.

V průběhu angiografie je nezbytné pečovat o nemocného, monitorovat jeho základní životní funkce a udržovat oběhovou stabilitu.

Rozlišují se právě dva druhy krvácení, a to do dolní a horní trávicí trubice, přičemž častěji se setkáme s krvácením do trávicí trubice horní. Zastavuje se endoskopicky.

DSA se v tomto případě používá po podání farmak ovlivňující motilitu, díky tomu se vyšetření provést dá, když se nahradí jódová kontrastní látka oxidem uhličitým, nicméně není to standartní postup.<sup>(9)(14)</sup>

### **1.3.5.3 Slinivka**

V diagnostice pankreatu a jeho onemocněních hraje rozhodující úlohu US a CT, angiografie se dnes u karcinomů slinivky vůbec neindikuje, protože nepřináší užitečné informace s porovnání s CT.

DSA obecně se uplatňuje pouze při zobrazení arteriálních komplikací pankreatitidy a jako součást endovaskulární léčby pseudoaneuryzmat.<sup>(9)(13)</sup>

### **1.3.5.4 Slezina**

V současné době se angiografie k zobrazení chorobných stavů sleziny neindikuje.<sup>(9)</sup>

## **1.3.6 LEDVINY**

DSA dnes hraje primární roli při léčbě stenóz ledvinných tepen. Přispívá tam, kde výsledky US, CT a MR nejsou jasně průkazné, proto se od angiografie očekává detailní obraz cévní anatomie nejen ledviny ale i jejího okolí, a katetrizační embolizace řečiště případného tumoru.<sup>(9)</sup>

### **1.3.6.1 Renovaskulární hypertenze**

Na angiografické vyšetření zužené ledvinné tepny by měla navazovat angioplastika. Intrarenální DSA zůstává i dnes zlatým standardem při vyšetření stenóz, vychází z klinických projevů (vysoký tlak u žen mladších 30 let, který je špatně ovlivnitelný medikamenty a objev šelestu nad abdominální aortou), laboratorních výsledků, kaptoprilová scintigrafie (captopril renal scintigraphy), US a spirální CT nebo MR.<sup>(9)</sup>

Vyšetření se začíná břišní aortografií, která má za úkol poskytnout zásadní informace o celkovém zásobení ledvin, lokalizaci stenózy a kolaterálním oběhu. K vyšetření odstupů ledvinných tepen u nemocných s vinutou, rotovanou nebo dilatovanou břišní aortou se kromě předozadní projekce provádí levá šikmá přední projekce se sklonem paprsku 20-40 stupňů.

Cílená vyšetření se provádí ve více projekcích, dokud není stenóza optimálně zobrazena. Jelikož se pohybujeme v patologicky poškozené cévě, je zde hrozba že se uvolní aterosklerotický plát nebo trombus, takže je vyšší riziko narušení intimy. Volí se katétr 5F a vždy je vhodné zavádět katétr z třísla té strany, kde se nachází stenóza, aby se zvýšila stabilita pro navazující angioplastiku (tzn. pravá strana při stenóze pravé ledviny atd.).<sup>(13)(14)</sup>

### **1.3.6.2 Ledvinné expanze**

Ledvinné expanze to je mimo jiné: nádory, cysty, abscesy a nejasné dilatace dutého systému, se primárně angiografií nevyšetřují. Diagnosticky se uplatňuje US a CT, opět se tedy využívá jako součást navazujících lékařských výkonů nebo jako upřesnění diagnózy.

K angiografii se v dnešní době indikuje jen v případech, že je nález opravdu malinký a neprůkazný na US (dříve však byla běžná).

K vyšetření se používá katetr Pigtail 4-5F, ten se zavede těsně pod odstup horní mezenterické tepny, rychlost vstříku kontrastu, který ředíme poměrem 1:1 s fyziologickým roztokem, nemá přesáhnout 20 ml/s. Snímkuje se 2-3 snímky/s první dvě vteřiny a poté 1 snímek/s po dobu 10 vteřin.<sup>(13)</sup>

### **1.3.6.3 Malformace a onemocnění cév**

Většinou se s nimi setká doktor při angiografii náhodně u vyšetřování z jiných indikací. Podezření na ledvinné malformace je vhodné nejprve vyšetřit pomocí US, CT, vylučovací urografií, cystoskopii nebo izotopovou metodou.

Indikacemi mohou být kongenitální hypoplazie (projeví se jako velmi malá ledvina se zachovalou strukturou i funkcí a druhá ledvina je zvětšena), splynulé ledviny, nebo arteriovenózní píštěl, který vzniká vrozeně či po poranění ledviny (nejčastěji po ledvinné punkci).<sup>(9) (13)</sup>

### **1.3.6.4 Úrazy ledvin**

Při traumatech ledvin se DSA indikuje až jako sekundární, jen jako doplňující vyšetření při penetrujících nebo tupých úrazech břicha a zad v souvislosti s polytraumatem. Základním vyšetřením u akutních traumat je CT.

Angiografie hraje rozhodující roli při vyšetření post bioptických arteriovenózních píštělí a laceraci ledvinných arterií.

Pokud je na základě předchozích vyšetření pomocí US a CT indikována DSA, ujistíme se, že pacient netrpí anurií (nemocný musí nějak vyloučit kontrastní látku), nebo se zajistí dialýza, a nemocný se musí oběhově stabilizovat.<sup>(9)</sup>



### 1.3.7 PÁNEV

Na arteriálním řečišti pánve se podílí, co se týče zásobení krví orgánů, ilické tepny a také tepny začínající mimo danou oblast jako je aa. ovaricae/testiculares, a. mesenterica inferior, aa. lumbales, které kolaterizují řečiště ilických tepen.

DSA pánevních tepen se nejčastěji indikuje jen jako součást vyšetření aterosklerotického postižení cév dolních končetin, kdy se hledají především stenózy na hlavních tepnách zásobujících dolní končetiny. Uplatňuje se jak arteriografie, tak i flebografie. U arteriografie mluvíme jako o součásti nutné při výkonech zastavující krvácení a to například porodním, při traumatech, malformacích, anebo neoperovatelných nádorů (arteriografie se také uplatní u mužů při vazogenní impotenci). Co se týče flebografie, ta se uplatní při endovaskulárních výkonech, například u léčby varikokély, May-Thurnerovo syndromu a kongestivního pánevního syndromu (u žen).<sup>(12) (19)</sup>

U vyšetření při pánevní arteriografii se zavádí katétr standardně z a. femoralis, jen výjimečně když má někdo například rozsáhlá traumata pánve s hematomy se místo přístupu volí axilární arterie.<sup>(19)</sup>

Při cíleném vyšetření vnitřní ilické tepny se využívá katétr s hrotem otočeným do protisměru (např. Simons). Po repozici se katétr stáhne buď o některou z větví břišní aorty, nebo v aortálním oblouku, do stejnostranné ilické tepny. A. iliaca interna se sonduje v druhostranné přední šikmé projekci (u levé arterie pravá šikmá, a vice versa). Je to proto, že se rozprojikuje odstup a. iliaca int. a ext. (ten směřuje dorsálně).<sup>(13)</sup>

Kontralaterální arterie se sonduje katetrem zavedený přes bifurkaci, přičemž se používají katetry Rosch celiac a Simmons. Občas se stane, že úhel, který svírá společně a. iliaca, je ostrý, a proto může katétr „sklouznout“ spíše do břišní aorty. Tento problém se řeší vodičem s hydrofilním povrchem zavedeným do druhostranné a. femoralis a po něm se katétr posouvá. Katétr zavedený pro sondování druhostranných větví se vesměs vyměňuje za Berenstein nebo vertebrální, s ním je snazší přístup do a. iliaca interna. Vyšetřuje se v šikmých projekcích a je vhodné zavést cévku do moč. měchýře, aby jeho opacita nepřekážela při vyšetření.<sup>(13) (19)</sup>

Super cílená vyšetření se provádějí mikrokateřty 2-3 F, které se zavádějí koaxiálně skrze vodící katetry 5-6 F (ty jsou zavedené a. iliaca. interna).<sup>(13)</sup>

Při krvácení a fraktur pánve, kde je přednostní rychlost vyšetření se využívá hlavně CT. DSA se využije hlavně v případě potřeby embolizace. Katétr se zde zavádí ze strany, která neutrpěla trauma, nebo utrpěla jen minimální poranění (hovoříme o a. femoralis). V případě že není možný přístup z a. femoralis se volí a. axilaris. Vyšetřují se pánevní a lumbální tepny v zadopřední projekci za použití katétru pigtail (umístěn nad bifurkací).<sup>(12)</sup>

U flebografie se vyšetřuje z jedné strany, druhá strana se vyšetří přes soutok obou pánevních žil. Před zavedením katétru předchází US vyšetření, které ukáže průchodnost žil, jelikož je zde absence žilních chlopní, není zákrok nikterak obtížný a celé vyšetření je součástí intervenční trombolýzy (diagnostika je zřejmá z US).<sup>(9)</sup>

Navazující výkony na DSA jsou angioplastika (erektilní impotence), endovaskulární embolizace (postraumatický priapism, hematurie, traumatická krvácení atd.), zavedením stentu (May-Thurnerův syndrom), obliterace spermatické žíly a obdobně se léčí i ovariální žíly (tkáňové lepidla, vroucí kontrast, spirálové emboly).<sup>(14)</sup>

### **1.3.8 DOLNÍ A HORNÍ KONČETINY**

Končetinová angiografie se dnes využívá pouze při nejasnostech. Standartem je CT vyšetření. Zjistilo se, že při chirurgické rekonstrukci cév dolních končetin je perioperační mortalita nižší, přežití pacientů po rekonstrukci je delší než u amputací a doba rekonvalescence je kratší. Končetinové angiografie patří k těm nejčastějším výkonům.<sup>(13)(14)</sup>

#### **1.3.8.1 Dolní končetiny**

Vyšetření začíná s břišní aortografií v zadopřední projekci, kdy se při horním okraji zobrazí odstup ledvinných tepen, katétr se stáhne nad bifurkací a vstříkne se kontrast pro obě končetiny (v případě že není přehledná bifurkace ilických a pánevních tepen jednoznačně, vyšetřuje se v šikmých projekcích). Může se stát, že bérkové řečiště bude zobrazeno nedostatečně, v tom případě se alespoň vyšetří selektivně symptomatická končetina.

Břišní aorta se vyšetří katétre Pigtail 5 F. Pokud jsou v tříslech hmatatelné pulzace, zavádí se katétr klasicky z femorálního přístupu s použitím vodiče zakončený do J nebo vodič s rotační kontrolou. V případě, že by nedokázal dojít do břišní aorty bezpečně, použije se hydrofilní vodič, a s ním dilatátor 5 F nebo krátkou pátrací cévku. Pokud chceme vyšetřit končetinu na druhé straně, zavede se přes bifurkací katétr 5 F v tvaru 180 stupňového oblouku, nebo katétr Simmons. Zasune se vodič a po něm katétr posuneme do a. iliaca externa, nebo femorální tepny.

Pro selektivní zobrazení stejnostranné končetiny se volí mezi třemi způsoby. Buď se zavede Simmons nad bifurkaci, jako klička se stáhne do stejnostranné ilické tepny, nebo se srovná zakřivení Pigtailu a stáhne se do zevní ilické tepny, nebo se Pigtail vymění za rovný katétr s postranními otvory.

Když se použije 14 palcový zesilovač, nebo detektor (průměr 35cm), dají se na DSA vyšetřit zároveň obě dolní končetiny. Používá se buď posuvné C rameno nebo se posouvá stůl s pacientem. Při záznamu se na DSA používají clony a speciální výplně kolem končetin pro vyrovnání denzit v jednotlivých částech snímkaného pole. Vzhledem k horšímu prostorovému zobrazení jsou nezbytné i šikmé projekce. V pánvi lze rovněž využít rotační DSA. V porovnání s CT a důvod proč DSA je častější je ten, že má daleko vyšší rozlišovací schopnosti, je v těchto případech relativně jednoduchá. Na druhou stranu obrazy si nelze libovolně otáčet jako na CT. <sup>(9)</sup>

### **1.3.8.2 Horní končetiny**

Arterie horních končetin se nevyšetřuje tak často jako dolních, tepny horních končetin jsou na rozdíl od tepen dolních končetin více náchylné na recidivující mikro traumata a k distálním mikro embolizacím z ateromatózních plátů, nebo k proximálním aneuryzmatům.

Vzhledem k tomu že by ionální látka vyvolala obrovskou bolest, se používá neionální kontrast. V tomto případě používat oxid uhličitý není doporučeno a představuje značné riziko vzhledem k možnému refluxu do a. vertebralis.

Ke katetrizaci používáme Simmonse, jen pokud nejde využít jiný katétr bez zpětného ohybu, tím se katetrizuje pravá a. subclavia (u mladých lidí se používá Berenstein). Katétr se zavádí do aorty ascendens po vodiči a následně pomalou rotací po směru hodinových ručiček vytahujeme katétr, dokud jeho zahnutý konec nesměruje kraniálně a nezapadne do truncus brachiocephalicus (to se ověří malým kontrolním vstříkem). Poté se zavádí vodič (většinou typ Bentson) a ten se snažíme zasunout do průběhu a. subclavia. U starších lidí (mají většinou špatně přehledné odstupy v předozadní projekci) se používá Simmons II někdy dokonce i Simmons III.

Katetrizace a. subclavia sinistra je snažší, používá se Headhunter I nebo Berenstein (dokonce lze použít i úplně rovný katétr).

Při vyšetřování AV píštělí pro hemodialýzu se zdá být nejsnazší přímá punkce, což je elegantní řešení, jelikož je i nejméně rizikové. Přístup z třísla se volí opravdu jen velice

výjimečně. Kontrast se vstříkuje buď přes ponechanou dializační kanylu, nebo se zavede flexila 21 Gauge. Snímkuje se vícekrát v šikmých projekcích. Arteriální strana píštěle se kontroluje tlakovou manžetou uleženou proximálně těsně nad píštěl (bezprostředně před vstříkem se nafoukne na hodnotu arteriálního tlaku a po vstříku ihned uvolníme).<sup>(14)</sup>

## 2 CT-ANGIOGRAFIE

### 2.1 Obecný popis metody

CT angiografie, neboli CTA je neinvazivní metoda zobrazování cév v lidském těle za pomoci výpočetní tomografie. Aby se vytvořil výsledný obraz je zapotřebí určit několik skenovacích a rekonstrukčních parametrů a také zvolit správný vstřík kontrastní látky. Díky rozdílu denzity cév naplněných kontrastní látkou a okolní měkké tkáně se zhotoví obraz cév.<sup>(3)</sup>

Pro zhotovení CTA však není vhodný každý CT přístroj. Platí totiž zásady, že akvizice dat musí být dostatečně rychlá a v relativně vysoké kvalitě. Dnes se k CTA využívá primárně spirální MDCT (Multi-Detector Row Computed Tomography). Má to prostý důvod v tom, že cévy a jejich opacita jsou dobře viditelné pouze v době, kdy jimi protéká kontrastní látka.

Výhodu má CTA v tom, že je vysoce standardizovaná a tím pádem i rychlá a jednou z prvních voleb u určitých akutních stavů (dnes často CMP, podezření na plicní embolii aj.). Také poskytuje možnost trojrozměrné rekonstrukce dat s relativně vysokým prostorovým rozlišením a umožňuje současně vyhodnocení jak stavu stěn cév tak i jejich lumen.<sup>(6) (18)</sup>

### 2.2 Vznik CTA

Angiografie výpočetní tomografií lze považovat ze jeden z největších úspěchů v diagnostické radiologii. CTA bylo vyvinuto krátce po uvedení spirálního CT v raných devadesátých letech minulého století. Nicméně standartní metodou k vyšetření cév a lehce dostupnou se stala až po uvedení technologie MDCT.

Během uplynulé dekády CTA přebrala mnoho indikací pro vyšetření od klasické invazivní angiografie. Zprvu se vyšetření týkala hlavně aorty a plicních tepen, později karotid, ledvinných tepen a cév nepárových orgánů dutiny břišní. Dnes už je možné CTA použít i v oblastech mozku, periferních cév i v oblasti kardiologie.

Dá se říct, že během let 1990-2004 prodělalo CT největší výkonnostní skok, a s ním i CTA a to i díky tzv. „boomu“ ve výpočetní technice obecně, tím že počítače dokázali v relativně krátkém čase zvyšovat rychlost a objem zpracování dat.<sup>(18)</sup>

## 2.3 Základní princip CT/CTA

Jedná se o techniku založenou na pořízení několika desítek projekcí v různé poloze rentgenky a detektorů vůči pacientovi, kdy zdroj X-záření rotuje po kružnici 360 stupňů kolem pacienta. Matematickou rekonstrukcí obrazu (Radonova inverzní transformace) se využije různá atenuace (zeslabení) X-záření při průchodu skrze tělo v několika směrech (díky rotaci rentgenky kolem pacienta), aby se určila atenuace každého bodu v celkové akvizici dat (výsledná atenuace se převádí na Hounsfieldovo jednotky odpovídající pro každý bod obrazové mřížky).<sup>(8) (20)</sup>

### 2.3.1 Spirální CT a „Slip ring“

Aby bylo možné angiografii provést, je třeba provést akvizici dat dostatečně rychle. To nám právě umožní spirální CT, někdy také označované jako helikální.

Jedná se o způsob, jakým se získávají „raw data“ a jak již napovídá samotný název, bude se jednat o spirálu. K pochopení spirálního CT je nutné si vymezit několik pojmů, které s tím úzce souvisejí. Mezi hlavní patří „Slip ring“ technologie, dále jsou důležité parametry jako je pitch factor, table feed (posun stolu), inkrement a mnoho dalších, které ale rozepíší v jiných podkapitolách (rekonstrukční a skenovací parametry).<sup>(8)</sup>

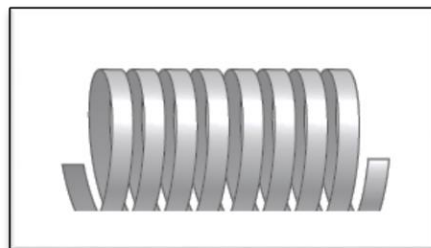
„Slip ring“ je technologie elektrotechnického inženýrství, která umožňuje přenos elektrické energie a signálů ze stacionární části na rotační, aniž by se užívala kabeláž. V zásadě je to elektromechanické zařízení, které se využívá nejen u CT ale pro představu například i turbín vodních elektráren, nebo dokonce u rotačních motorů, alternátorů a tak dále. Tato technologie byla v CT zavedena až u 3. generace přístrojů. Předchozí dvě generace se spoléhali na kabeláž, a tím pádem zdroj X-záření měl limitované možnosti rotace. Po určité vzdálenosti se musela totiž resetovat jeho poloha, aby se kabely opět dostali do původní pozice.

Konstrukce „Slip ringu“ spočívá v stacionární a rotační části. Stacionární část jsou tzv. „kartáče“ tvořené často z grafitu nebo vodivého kovu (často to bývala měď), rotační část je pokryta na vnějším diametru kovovým prstencem, který rotuje. Při rotaci kovového prstence dochází ke kondukcí el. proudu a signálu mezi ním a kartáči, tím se ustálí spojení v elektrickém obvodu. Dnes se využívá i metoda „Wireless Slip ring“ která vychází z tradiční metody kontaktní popsané výše, ale na rozdíl od ní se používá místo klasických vodičů elektromagnetického pole, kdy se přenáší energie i data a signál skrze něj. Skládá se z několika elektromagnetických cívek, rotačního receiveru (přijímače) a stacionárního

transmitteru („vysílače“). Jejich výhodou je menší opotřebení snazší údržba, a odolnost při neustálém provozu a „tvrdém prostředí“, naopak nevýhodou je že může přenášet jen limitované množství energie naráz (kontaktní dokáže ve srovnání s bezdrátovým několikanásobek).<sup>(7)</sup>

Spirální CT je v zásadě kontinuální prosvěcování cílového objemu za pohybu stolu. Představíme-li si začátek skenování, paprsek X-záření dopadá na určitý bod při průchodu tělem pacienta, tím že se posouvá stůl s pacientem po ose Z při rotaci rentgenky, dochází k tomu, že v další pozici rentgenky už o milimetry se původní bod, kde začalo skenování, vzdaluje. Pomyslně se tím místo kružnice tedy opisuje spirála (viz obr. 5).<sup>(18)</sup>

Obrázek 5 znázornění spirální akvizice



Zdroj: ROMANS, L. E. *Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text.*

Aby se výsledné obrazy nikterak nelišily od obrazů pořízených v sekvenčním skenování (místo šroubovice se pořizují data v kružnici, poté se posune stůl a opět další kružnice), využívá se matematické interpolace dat. Interpolace mimo jiné eliminuje rozmazání a sklon v obrazech. Metoda vychází z předpokladu, že známe hodnotu dvou blízkých bodů v intervalu a analytickou křivkou se vypočítá hodnota bodu ležícího mezi nimi. V CT se využívá lineární interpolace, jejíž princip zavedl už kdysi dávno Isaac Newton (pozor nejedná se ale o Newtonovu Interpolaci)

Nejjednodušší lineární interpolace je tzv. „360 stupňová LI“. V každé úhlové pozici 360 stupňové rotace se interpolují data v dvou projekcích, nejbližších k ose Z. Tím se vlastně používají data z dvou rotací, takže i vzdálenost posunu stolu přispívá k tomu, jak přesně se data interpolují (ovlivňuje tedy šum).<sup>(8)</sup>

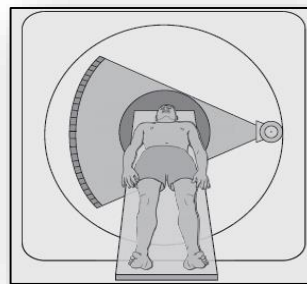
### 2.3.2 MDCT a detektorové řady

MDCT bylo dalším technologickým krokem ve vývoji konstrukce CT. Je to vlastně sestavení několika řad detektorů v určitém tvaru, které zachytávají X-záření a převádí jej na signál.

Jeden detektor představuje jeden element, který v uskupení tvoří detektorovou řadu. Řady jsou uspořádány tak aby na ně paprsky dopadající tvořili vějíř (viz obr. 6).

Detektor může být dvojí konstrukce. Jedna možnost je, aby detektor byl tvořen jako pevný scintilační krystal, na který je vespod připevněna fotodioda převádějící světlo na elektrický signál a celá konstrukce je připevněna na plošný spoj. Takový detektor je tvořen buď slitinou Cadmia a Wolframu nebo Bismut Germinátem, Cesium Jodidem, anebo keramickým vzácným prvkem jako Gadolinium nebo Yttrium. Druhá varianta detektoru je stlačený xenonový plyn do „kanálek“ tvořených wolframovými destičkami, v kterých je elektrické pole. Tím, že fotony dopadají na stlačený Xenon, jej ionizují a volné ionty jsou díky elektrickému poli urychleny a snáze se sbírá elektrický náboj, nevýhoda toho je však menší efektivita převodu fotonů na signál.

Obrázek 6 znázornění pole svazku x-zářeni

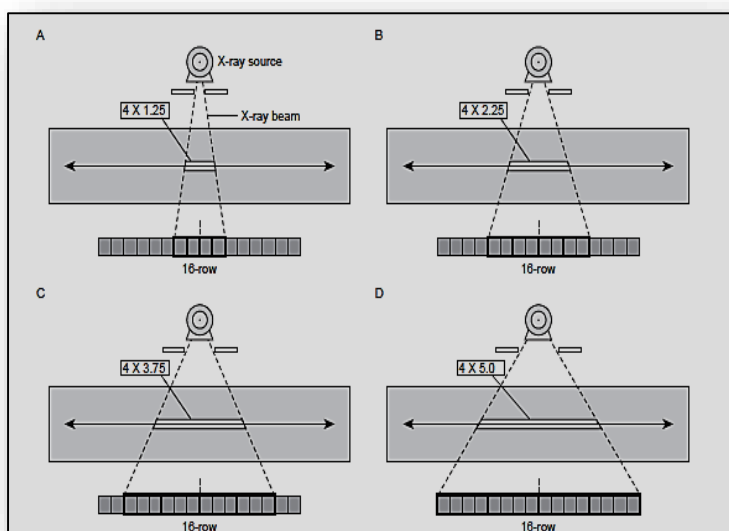


Zdroj: ROMANS, L. E. *Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text.*

Dnes se běžně užívají CT, které mají paralelně vedle sebe poskládané od 4, do 128 řad po ose Z. Konstrukce není tak jednoduchá, jak se zprvu může zdát, protože je zde několik fyzikálních principů, které musí být brány v potaz a být řešeny konstrukčně nebo softwarově (matematicky/algorithmicky).

Hlavní výhodou konstrukce je umožnění nabrání dat hned v několika řezech (slice)

Obrázek 7 znázornění šíře vrstvy u MDCT při různých nastaveních (A-D)



Zdroj: ROMANS, L. E. *Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text.*

najednou, tím dochází k pokrytí větší plochy, tím se logicky snižuje čas skenování a snižuje se riziko pohybových artefaktů. Princip spočívá v tom, že díky určité kolimaci se můžou s předvolbou uskupení jednotlivých řad pořídít různě široké vrstvy. Pro dobrý příklad použijí 16 řad o velikosti šíře 1,25mm. Máme tedy



možnost pořídit 16 vrstev o šíři 1,25 mm, ale můžeme si zvolit akvizice 4 vrstev, díky tomu jak si uspořádáme skupiny detektorů. Například 4x1,25 mm, 4x2,5, nebo 4x3,75 a tak dále i s jinými počty řad. V zásadě minimální šíři vrstvy určuje šíře jedné detektorové vrstvy, maximální šíři vrstev uskupení jednotlivých řad (viz obr. 7).

Z fyzikálního hlediska se musí brát v úvahu to, že s širší plochou dopadu svazku se zvyšuje pravděpodobnost, že různé detektorové řady zachytí stejnou strukturu během jedné rotace. Pravděpodobnost roste se zvyšující se vzdáleností struktur od isocentra, tedy na periferii rotační osy, tudíž logicky čím širší oblast skenování tím pravděpodobněji na periferiích svazku dojde k tomuto jevu nazývaný „Cone Beam Effect“.

Obyčejný interpolační algoritmus předpokládá, že všechny paprsky dopadají paralelně, což v praxi funguje do šesti řad detektorů, ale od většího počtu řad už je nutné algoritmus upravit, aby byla rekonstrukce obrazu vůbec možná.

Ke korekci se používá varianta 3D zpětné projekce Feldkampův algoritmus, který bere v potaz pouze paprsky procházející okamžitě prostředím každého voxelu, který je rekonstruovaný. Voxel je jednotka obrazového bodu, který nese informaci obrazu v 3 rovinách (hloubka, šířka a výška), jedná se úplně zjednodušeně o 3D pixel. Ostatní techniky, kde za zmínku stojí pokročilá znovu-vazba jednoho řezu (single slice rebinding), používají změnu interpolační roviny z axiální na nakloněnou rovinu, která lépe vystihuje trajektorii. Takovéto techniky využívají pouze částečné rekonstrukce pro každou z nakloněných rovin, aby se udrželi nároky na interpolace v přijatelné mezi. Pro každou pozici rentgenky je nastaveno několik takových vrstev a tvoří se takzvané „booklety“, které odpovídají v každé rovině jedné detektorové řadě. Interpolace mezi celkovým počtem takových rovin nakonec vytvoří axiální, koronální nebo sagitální sekce bez nutnosti rekonstrukce 3D sady dat. <sup>(4)(18)</sup>

### **2.3.3 Skenovací a rekonstrukční parametry**

Spousta faktorů ovlivní výslednou kvalitu obrazu, některé jsou ovlivnitelné radiologickým asistentem, kdežto některé ovlivnit nelze (například velikost pacienta). To co můžeme ovlivnit je skupina faktorů označovaná jako skenovací a rekonstrukční parametry.<sup>(8)</sup>

### 2.3.3.1 Skenovací (akviziční) parametry

Všechny níže uvedené parametry ovlivňují akvizici hrubých dat:

1. Number of active detector rows (N) – počet aktivních detektorových řad
2. Section collimation (SC) - kolimace
3. Rotation time (RT) – rotační doba
4. Table feed per rotation (TF) – posun stolu během jedné rotace
5. Pitch factor (P):  $P = TF / (N \times SC)$
6. Scan length (L) – vzdálenost od dvou bodů skenování
7. Tube voltage (U), also called the kVp setting – celkové napětí rentgenky
8. Tube load (I x t), also called the mAs setting – intenzita proudu

Počet detektorových řad určuje nabírání dat více sekcí naráz (od dvou do v současnosti sto dvaceti osmi), kdežto kolimace určuje šíři pole skenu rozděleného právě do sekcí. Při čemž platí, že čím menší objekt chceme vyšetřit, tím menší kolimaci chceme uplatnit (menší šíři), pro CTA se zpravidla pohybujeme mezi 0,5 - 1 milimetrem. Standartní vyšetřovací rozmezí je 0,5mm – 10mm, s tím že velká šíře se volí u velkých objektů (například vyšetření celého břicha).

Rotační doba udává, jak dlouho uplyne doba, než se otočí rentgenka v gantry o 360 stupňů. U CTA je zpravidla velice nízká, 500ms u vyšetření srdce.

Pro spirální nabrání dat jsou vzájemně relevantní posun stolu a faktor stoupání (table feed and pitch factor). Posun stolu indikuje o kolik se stůl s pacientem posune během jedné rotace gantry. Pitch factor nadruhou stranu indikuje jaký má výsledná šroubovice tvar, respektive vztahuje k sobě šíři celkové datové stopy a posun stolu. Pro lepší představu, máme-li nastaveno že se při jedné rotaci gantry posune stůl o 10mm a kolimaci rovněž 10 mm faktor stoupání bude roven 1 ( $10/10=1$ ), bude-li kolimace 5 mm a posun 10 mm bude pitch factor 2 ( $10/5=2$ ). Budeme-li zacházet do detailu, pitch factor je odvozen od vzorce

$$P = (\text{posun stolu} / (\text{počet aktivních detektorových řad} \times \text{kolimace jedné sekce}))$$

Maximální pitch factor je odlišný mezi různými výrobci, nicméně se pohybuje v rozmezí 1,5 – 2 a pro sekvenční skenování se používá pitch 1.

Napětí, pitch, a intenzita el. proudu jsou hlavními determinanty pro výslednou radiační dávku kterou pacient obdrží. Čím více mAs tím větší dávka, kdežto u pitche platí

nepřímá úměra (větší pitch znamená menší dávku). Napětí pouze určuje energii X-záření a tím tedy jeho pronikavost.<sup>(3)(8)</sup>

### 2.3.3.2 *Rekonstrukční parametry*

Tyto parametry pracují už se získanými hrubými daty, ovlivňují tedy kvalitu obrazu „softwarově“ díky manipulaci s hrubými daty. Patří mezi ně:

1. Field of view (FOV)
2. Matrix size (M)
3. Reconstruction filter (F)
4. Raw data interpolation algorithm (for spiral scanning)
5. Reconstructed section width (SW), also called section thickness
6. Reconstruction increment (RI)

Obrazové pole zájmu (FOV) je vlastně první volba při rekonstrukci obrazu. Určuje totiž, jaká část hrubých dat bude použita pro rekonstrukci snímku a je volena z referenčních snímků, které jsou pořízeny průřezy celým tělem a umožňují se tedy zaměřit na cílovou oblast zájmu (point of interest).

Velikost matice v rekonstruovaném obrazu je většinou 512x512, nicméně modernější přístroje zvládají i 768x768 a nejmodernější i 1024x1024. Mřížka udává počet obrazových bodů (pixelů) které nesou určitou hodnotu na stupni šedi. Logicky tedy čím více pixelů tím jemnější bude rozlišení a bude se moci zobrazit větší detail, případně se obraz bude moc i přibližovat (zoomovat) do větší vzdálenosti při zachování relativního detailu.

Rekonstrukční filtr, známý také jako kernel je potřeba k tomu, aby se vytvořili použitelné obrazy z hrubých dat. Určuje takzvaně trade-off mezi prostorovým rozlišením v zobrazovací rovině (X a Y) a mezi obrazovým šumem. V zásadě platí, že vysoké frekvence v algoritmu u prostorového rozlišení vedou k tomu, že se snáze zvýrazní přechod denzit tkáně, to ale také vede k tomu, že měkké tkáně budou plné obrazových artefaktů (na obrazovce se budou jevit jako zrnité). Logicky z toho vyplývá, že při nižších frekvencích bude situace naopak, kdy měkké tkáně budou v dobrém rozlišení, ale kostní struktury budou neostré. V dnešní době je standart, že se využívají buď jedny hrubé data pro více rekonstrukcí s jinými filtry, nebo už u nejmodernějších přístrojů fungují filtry jako forma postprocessingu, kdy se dá relativně korigovat kontrast a šum v reálném čase.

Šíře rekonstruované vrstvy určí tloušťku v konečném obraze. U sekvenčního skenování (step and shoot) se od sebe šíře vrstvy a kolimační šíře neliší (jsou identické). Nicméně, spirální CT má jednu zásadu aby výsledné řezy byly čitelné, a to že šíře rekonstruované vrstvy musí být větší než šíře kolimační (u MDCT s velkým počtem řad musí být alespoň identická, s menším počtem řad větší). Proto šíře kolimační určuje nejtenčí možný řez, který lze rekonstruovat.

Increment, parametr který je velice důležitý pro kvalitu výsledného obrazu používaný v spirální akvizici dat. Udává, o kolik se budou překrývat jednotlivé obrazy a je nezbytný pro kvalitní 3D rekonstrukci obrazu. Například pokud vyšetřujeme oblast o velikosti 100mm o kolimaci 10mm můžeme rekonstruovat řezy o šířce 10mm v jakémkoliv bodu do rozpětí 100mm a zvolíme-li inkrement 5mm bude výsledné překrývání 50%, pokud zvolíme inkrement 8mm překrývání bude 20% ( $10-8=2$ ;  $2/10=0,2$ ;  $0,2*100=20\%$ ). V klinické praxi je využitelné překrývání od 30% do 50%.<sup>(8)(18)</sup>

#### **2.3.4 Výkonnostní parametry (performance parameters)**

Z anglosaské literatury je výkonnostní parametr definován jako parametr, který optimalizuje výslednou kvalitu obrazu (zejména u CTA, ale samozřejmě i u jiných speciálních vyšetření). Tyto parametry determinují účinnost jak skeneru, tak i skenovacích protokolů. Hlavními parametry podstatných pro CTA jsou CNR (contrast to noise ratio) a prostorové rozlišení, které určují, jak dobře bude céva zobrazena a jak malý detail v cévě může být vyzdvižen.<sup>(1)</sup>

Poměr kontrastu a šumu určuje, jak moc dobře může být zobrazena céva, při vysokém poměru CNR může být detekována i opravdu malá céva a její kontury jsou dobře zobrazené i při 3D rekonstrukci. Při nízkém CNR mohou být už i velké cévy špatně zobrazené, jejich kontury budou nepravidelné a špatně definované.

CNR se určuje rozdílem Hounsfieldovo jednotek (HU) mezi cílenou cévou a okolní měkké tkáně ve vztahu k obrazovému šumu.

$$\text{CNR} = (\text{HU}_{\text{cévy}} - \text{HU}_{\text{měkké tkáně}}) / \text{Šum} \quad (8)$$

Kontrast v poměru je určen zvýrazněním (pomocí kontrastní látky) cílové cévy. Tím, že jsou jen vzácně cévy obklopeny pouze jedním typem měkké tkáně, se CNR liší lokálně a může být v klinické praxi obtížné určeno. Z tohoto důvodu se často používá voda jako náhrada za měkkou tkáň, která se dosazuje do rovnice místo měkké tkáně.<sup>(6)(8)</sup>

Obrazový šum je obecně považován jako náhodná variace HU (mimo homogenní pole objektu), která způsobuje problémy v kontuře a v nízko kontrastním rozlišení. Především je způsoben díky tomu, že je jen omezené množství kvant X-záření, které zasáhnou detektor, ale také rušivými elementy z ostatních zdrojů jako je elektronika detektoru. <sup>(6)</sup>

Hlavní determinanty pro obrazový šum jsou radiační dávka a počet kvant (počet fotonů, které prochází přes rekonstruovaný voxel), celková účinnost detektorů, obrazová interpolace a algoritmus pro obrazovou rekonstrukci.

Prostorové rozlišení určuje, jak malé detaily mohou být viditelné a jak ostré budou zobrazené struktury. Závisí především na velikosti mřížky (matice/matrix) a systémovém rozlišení. Systémové rozlišení je dáno geometrií skeneru a zvolenými akvizičními parametry. Pokud je mřížka dostatečně velká tak se většinou prostorové rozlišení rovná systémovému. Nejčastěji bývá prostorové rozlišení určeno následujícími způsoby:

1. Kolik procent zůstává z původního kontrastu v obraze a strukturální detail o určité velikosti zůstane v obraze je určeno modulační převodní funkcí (modulation transfer function, zkr. MTF). Velikost strukturálního detailu je určena tedy prostorovou frekvencí. MTF klesá s vyšší prostorovou frekvencí.
2. Plná šíře polovičního maxima rozptylové funkce. Rozptylová funkce určuje jak moc je detail v objektu rozmazaný jakmile se zobrazí. Nicméně rozptylová funkce je měřena experimentálně tak že se zobrazí velice malý detail objektu podstatně níž než je prostorové rozlišení zobrazovacího systému, ale má velice vysoký kontrast (často to jsou wolframové tenké drátky, nebo zlaté kuličky (anglicky spheres). Šíře rozptylové funkce indikuje prostorové rozlišení systému, a čím menší je, tím lepší je rozlišení. Běžně se užívá v ose Z.
3. Nejmenší velikost skupiny stejně vzdálených čar nebo děr. Tento způsob zobrazení prostorového rozlišení je asi nejvíce intuitivní, ale je také náchylná k manipulaci. Princip je využití opravdu vysoce kontrastního materiálu s dírami naplněných vzduchem a poté použití malého zobrazovacího okénka. Nevyužívá se moc v klinické praxi. <sup>(8) (18)</sup>

### 2.3.5 „MIP“ a „VRT“

Techniky zobrazení cév ve výsledném postprocesingu, které umožní prostorovou rekonstrukci cév vhodnou k diagnostice, protože umožní účelně zobrazit cévní řečiště a jeho patologie, závisí na volbě vhodného algoritmu. V dnešní době nejčastěji využívanými algoritmy jsou maximum intensity projection (MIP) a volume rendering technique (VRT).

**MIP** je odvozen z principu, že se zobrazí pouze jeden pixel s nejvyšší denzitou v daném směru. MIP prozkoumává každý voxel podél osy z pohledu koncového uživatele (vyšetřujícího lékaře, laboranta) a vybere pouze voxel s nejvyšší hodnotou HU, zbylé voxely jsou doslova ignorovány. Je to jakási virtuální podoba rentgenového snímku vycházející z průniku paprsku virtuálním stínítkem. Pro kvalitní MIP je potřebná denzita cévy vyšší než 250 HU, s tím, že je zde nevýhoda super projekce kalcifikací cévy (který dosud nevyřešil žádný výrobce) a je potřeba odstranit subtrakcí kostní struktury (logicky mají přirozenou vysokou denzitu a narušují obraz). Kvalita MIP je ovlivněna prostorovým rozlišením, kde je už u širších axiálních obrazů (nad 3mm) značně zhoršená. Jelikož je virtuální obraz rekonstruován z prosvícení vrstvy virtuálním paprskem, hraje zde roli šíře vrstvy a právě proto je třeba pro optimální kontrast volit vrstvy co nejtenčí. V širší vrstvě se negativně násobí vliv šumu a výsledné zobrazení je tedy horší. Vrstva se dá zúžit jednoduše tak, že se definuje objem zájmu nebo se použije vrstvové zobrazení.

**VRT** vytváří prostorový objem reálného objektu. Voxely jsou definovány pomocí intervalových hodnot, které vy výsledku zobrazí pouze ty voxely splňující zadaná kritéria. Interval je vymezen buď bodem, kdy se zobrazuje denzita vyšší nebo nižší než zadaná hodnota, nebo se vymezí dvěma hodnotami. Zobrazený interval vytyčen dvěma hodnotami se nazývá tissue (tkáň), v případě že se vymezí pouze jeden bod tak se nazývá rampa a lze jim přiřadit odlišné barvy. Na výsledném přednastavení VRT se podílí mimo jiné i opacita a virtuální osvětlení, které umožňují vytvořit dojem prostoru.

Opacita je vlastně neprůhlednost vrstvy, respektive je to v tomto případě hodnota, která udává jak moc je daná vrstva objektu propustná na světlo. Lze ji nastavit dvojím způsobem, a to buď tak že udáme maximální hodnotu jako mez, přes kterou opacita nepřekročí při zobrazení tkáně, nebo se interval (rampa nebo tissue) definovaný rostoucí/klesající křivkou, kdy úhel stoupání nebo klesání udává plynulost nárůstu opacity.<sup>(3)(6)</sup>

### 2.3.6 Kontrastní látka u CTA

K CTA je kontrastní látka nezbytná, jak již bylo zmíněno dříve. Nejčastěji se užívá jódová kontrastní látka, nicméně ve výjimečných případech lze použít i oxid uhličitý a gadolinovou kontrastní látku. Oxid uhličitý se používá především v oblasti pod bránicí, kdy přestává být toxický, rychle se vstřebává a člověk jej „vydýchá“, nicméně je obtížná aplikace a využití nalezne u vyšetření břišní aorty a u tepen dolních končetin.

Běžné používaný kontrast k zobrazení cévního řečiště je neionický, vodný roztok Optiray, který je na pohled čirý lehce nažloutlý.

Výsledná denzita vyšetřované cévy je přímo ovlivněná a rovněž přímo úměrná koncentraci jódu, kdy vyšší koncentrace jódu způsobí strmější stoupání bolusu a rychleji dosáhne maximální denzity bolusu. Například pro angiografii koronárních tepen je doporučeno, aby kontrastní látka měla koncentraci jódu alespoň 350 mg/ml.

Musíme mít vždy na paměti, že vždy záleží rovněž i na poloze vyšetřované cévy vzhledem k lokalitě aplikace kontrastní látky, jelikož zde hraje významnou roli i cirkulace látky v krevním oběhu, od které se odvíjí pozdější načasování akvizice dat. Funkční zařazení cévy je důležité zejména u cirkulace funkčně oddělené od velkého oběhu (malý plicní oběh, portální a koronární oběh). Rychlost cirkulace kontrastní látky je závislá na oběhových parametrech vyšetřované osoby. Je tedy vhodné využít techniku monitorace cirkulačního času a automatického spouštění akvizice. Nejvíce vhodnou strukturou pro monitoraci je hrudní aorta (sestupná nebo vzestupná), nebo levá srdeční komora.<sup>(8)</sup>

#### 2.3.6.1 Cirkulační čas a cirkulační fáze

Po intravenózní aplikaci kontrastní látky se postupně dostane do pravé srdeční síně, kde se začne mísit s krví. Následně se směs krve a kontrastní látky dostává do plicního tepenného řečiště, odkud protéká skrze plicní žíly do levého srdce a následně je směs kontrastní látky vypuzena do tepen systémového oběhu. Přes kapiláry se postupně kontrastem smíšená krev dostává do žil a vrací se přes duté žíly zpět do srdce (recirkuluje). Koncentrace kontrastní látky v žilách je vždy nižší, a to z důvodu, že část prostupuje přes kapiláry do extracelulárního prostoru a část je zadržena v parenchymových orgánech. To, jak rychle se nasatí cévy, závisí na množství a rychlosti, koncentraci a způsobu podání (jestli intra arteriálně nebo intra venózně). Platí, že pro rychlejší nasycení tepen je důležitý příkon jódu, kdežto u žil je nutná pouze vyšší celková hladina jódu. Přibližně po třech minutách se začíná kontrastní látka vylučovat z těla ledvinami.<sup>(3)(8)</sup>

### **2.3.6.2 Bolus timing a Bolus tracking**

Cirkulační čas je vlastně interval, v kterém se od podání kontrastní látky nasytí cílová oblast. Právě cirkulační čas je nezbytný správně definovat pro synchronizaci aplikování kontrastní látky a spouštění akvizice dat ve specifické fázi cirkulačního cyklu. Dnes se k určení používá bolus tracking a bolus timing.

Bolus timing spočívá v tom, že se aplikuje menší množství kontrastu (kolem 10 ml) následně se provádí v oblasti cílové tepny několik po sobě jdoucích skenů a sleduje se průběh syčení závislého na čase. Výsledné křivky denzity stanovují časové parametry akvizice dat, avšak může zde dojít k nepřesnostem, jelikož se ve finále bude používat větší množství kontrastní látky. Proto se používá bolus tracking, který je podmíněn tlakovým injektorem kontrastní látky synchronizovaným s CT přístrojem. V zásadě opakovanými skeny v cílové oblasti, které jsou prováděny krátce po začátku aplikace kontrastní látky, kdy se hledá správná denzitní hodnota a akvizice dat je spuštěna v okamžiku dosažení nastavené prahové denzitní úrovně v lumenu tepny.<sup>(8) (3) (4)</sup>

### **2.3.6.3 Koncentrace a příkon kontrastní látky**

Koncentrace kontrastní látky přímo ovlivní rozpoznat a zobrazit cévy. Koncentrace je vyjádřena počtem molekul jódu v roztoku. Často jsou používané látky s 300 mgI/ml (standart). Příkon kontrastní látky, neboli „flux“ je vlastně množství jódu, které je vpraveno do cílové oblasti se závislostí na čase, kde hlavní roli hraje nejen koncentrace látky vpravené do cévního řečiště, ale samozřejmě jak je vpravena tlakovým injektorem v tzv. „injection rate“ (rychlostí vstříku).

Řekněme, že v teorii pokud chceme příkon kontrastu 1,5 mg/s potřebujeme u standartního kontrastu 300 mgI/ml rychlost vstříku 5ml/s, ale u kontrastu s koncentrací 350 mgI/ml (využívaný například v koronární angiografii) už je rychlost vstříku 4,3 ml/s.

Z toho vyplývá, že jasná výhoda kontrastní látky s vyšší koncentrací jódu je, že se dosáhne stejného příkonu s pomalejší rychlostí vstříku, nicméně jejich nevýhoda je v podstatně větší viskozitě.<sup>(8) (18)</sup>

## **2.4 Využití CTA**

CTA se v současnosti jeví jako ideální prostředek pro zobrazení hrudní a břišní aorty, ilických tepen a větví aortálního oblouku. V oblasti hlavy je tato metoda významná zejména z hlediska perfuze mozku u CMP, Iktu a podezření na ischemie. Hodně často se používá u



vertebrálních tepen a tepen Willisova okruhu. Je ale pravda, že radiační zátěž je zde opravdu značná, avšak přínos CTA u kalcifikací a jejím celkovém rozsahu v tepnách je rovněž značný. Jako běžný standart se CTA používá u plicního řečiště při podezření na plicní embolii, kde automatické vyhodnocování embolů umožňuje hodnotit plicní řečiště na úrovni segmentální. Pomocí spirálního CTA břicha a pánve je možno detekovat až 95 % příčin způsobující krvácení do trávicího traktu, dutiny břišní, retroperitonea (poranění mezenteria, spontánní krvácení při warfarinizaci, ischemii střeva, enterokolitidě, arteriokolické píštěli apod.).<sup>(3)(8)</sup>

#### **2.4.1 MOZEK, OBLIČEJ A KRK**

Zde jde především o zobrazení aneuryzmat a zobrazení při akutním subarachnoidálním krvácení (SAK)<sup>(3)</sup>. I když se zde vedou debaty ohledně SAK zejména v americkém zdravotnictví a AHA (American Heart Association/American Stroke Association) silně v minulosti (kolem roku 2010) doporučovala upřednostnit DSA u subarachnoidálního krvácení stejně jako The American College of Radiology, nicméně při použití submilimetrové kolimace u MDCT lze vyšetření na SAK provést.<sup>(8)(9)</sup>

Krční tepny je nutno vyšetřovat samostatně a odděleně při kolimaci kolem 2,5 mm s MDCT, kde odpadá problém akviziční doby izotropního zobrazení. Postprocesing je vhodný pomocí MIP, především v sagitální orientaci.<sup>(4)</sup>

Pro CTA intrakraniálních cév je doporučena co nejužší kolimace se zachováním přijatelné doby pro akvizice dat. Ideálně akvizici provést pod 20 sekund se sub milimetrovou kolimací, s tím že pokud nelze těchto podmínek dosáhnout vyšetření se provede invazivní metodou, kromě jedné výjimky a to posuzování žilních splavů kdy stačí kolimace do 2,5 milimetrů. Pro postprocessing je doporučeno používat VRT.<sup>(3)</sup>

#### **2.4.2 PLICNÍ OBĚH**

Z hlediska diagnostického se dá CTA dobře použít a indikuje se při plicní embolii, kdy je naprosto nespornou výhodou spolehlivost a rychlost vyšetření, kde stačí dokonce i jednořadé CT (v dnešní době snad každá nemocnice disponuje tímto minimem). Rovněž u jednořadých CT lze s kolimací 2,5 mm je při konkrétním zacílení možné zachytit AVM a sledovat i plicní nádory. Dokonce u plicní cirkulace není ani podmínkou izotropní zobrazení a stačí anizotropní. Jediná výjimka kdy je nutná podmínka jak MDCT tak izotropního zobrazení je odstup bronchiálních tepen a hodnocení bronchiální tepny jako takové.

Při použití submilimetrové kolimace s MDCT je možné de facto zobrazit jakýkoliv patologický stav, co se postižení cév týče.

U CTA plic nemusí přecházet nativní CT, jelikož by nepřineslo žádné užitečné informace (jediná výjimka je u jednořadých CT které potřebujeme „správně zacílit“). Co se týče kolimace, je vhodné používat co nejužší možnou, tak aby akviziční doba nepřesáhla 25 vteřin (ideálně však stále platí submilimetrová kolimace pod 20 vteřin).

V praxi se hodnotí kromě cév i parenchym, takže je vhodné používat velmi měkký rekonstrukční algoritmus pro cévy, dvě sady zobrazení (cévy a parenchym zvlášť) kdy při parenchymu používáme algoritmus pro zvýraznění přechodu denzit. V případě že není možné pořídit dvě sady pro rekonstrukci, tak se volí rekonstrukce axiálních vrstev středně měkkým algoritmem. Průtok kontrastu je u akvizic pod 15 s vhodný 4 ml/s, při delší akvizici postačí 3 ml/s.

V případě postprocessingu je takový standart MIP v koronárních a sagitálních orientacích, s tím že ale VRT je možná a vhodná při určitém natočení úhlu pohledu. Pro parenchym je nezbytné použít plicní okénko, protože mnoho nemocí, které mohou ovlivnit cirkulaci v plicním řečišti, jsou právě projeveny specifickými nálezy v parenchymu. <sup>(3)(8)</sup>

### **2.4.3 SRDCE A VĚNČITÉ TEPNY**

V současnosti je CTA u srdce díky technice, respektive pokroku techniky a možnosti „flash“ u dual source CT stoupá počet indikací, nicméně selektivní koronografie (invazivní pod skiaskopickou kontrolou) stále je zlatý standart, který je nenahraditelný. CTA má jednoznačné indikace při zobrazování průchodnosti žilních a tepenných bypassů. Dále je možné vyšetřit intra kardiální trombózy, a intra kardiální nádory, lze odhalit i Infarkt myokardu, chlopenní vady, onemocnění perikardu, stenózy věnčitých tepen. <sup>(8)</sup>

Základní podmínka pro vyšetření srdce a věnčitých tepen je synchronizace CT a EKG, kdy se používá buď retrospektivní gating, prospektivní triggering nebo nově metoda „flash“

U spirálního módu jsou pomocí retrospektivního gatingu nabírány data po celé vyšetření během kompletních srdečních cyklů, kdy se poté ze spirálně nabraných dat rekonstruuje jakýkoliv axiální řez srdce během libovolné části srdečního cyklu. Většinou se však používá diastolická fáze, kdy je pohyb srdce nejmenší a tudíž je menší pravděpodobnost pohybového artefaktu.

U sekvenčního „step and shoot“ režimu se data nabírají rovnou ve formě axiálních řezů, tím pádem zde dochází přes synchronizaci EKG k přesnému nastavení spouštění akvizice, která probíhá jen v určité fázi srdečního cyklu, tedy hovoříme o prospektivní triggeringu. Výhoda je že se výrazně snižuje dávka na pacienta.

Hlavní zásada pro vyšetření je, udržet co nejrychlejší rotaci v gantry aby byla perioda rotace opravdu nízká (375 ms) kolimace 12 krát nebo 16 krát 0,75 mm a premedikovat betablokátory těsně před zahájením akvizice dat (vyjimka je u nemocných s kontraindikací, které určí lékař např. Asthma bronchiale nebo těžká hypotenze atd.) a správnou volbou rekonstrukční fáze vztažené k R-R intervalu. Při pomalejším rytmu srdce je vhodnější telediastolická fáze, kdy se umísťuje distální mez rekonstrukčního okna těsně k odstupe P vlny a vymezit jej absolutním časovým intervalem 60-70% R-R intervalu pomocí relativního místa. Poté se volí ještě druhá sada axiálních řezů, která se zadává v oblasti T vlny a tyto dvě sady stačí k tomu, aby se docílilo kvalitní rekonstrukce. Pro aplikaci kontrastní látky používáme průtok kolem 4 ml/s a koncentrace musí být v tomto případě vyšší. <sup>(1)</sup>

Z hlediska postprocessingu volíme planární rekonstrukce, kdy kromě axiálních řezů se volí i příčné v krátké ose srdce a kolmé k rovině v krátké proložené inteventrikulárním septem s paralelními řezy v ose dlouhé (rovněž proležené intraventrikulárním septem). Věhčité tepny a srdce jako celek se zobrazují pomocí VRT, ale samostatné části koronárních tepen je lepší zobrazit pomocí MIP. <sup>(1) (8)</sup>

#### **2.4.4 AORTA**

CTA aorty je dostatečné pro spolehlivou diagnostiku většiny patologií postihující aortu, kdy nejčastější indikací jsou disekce aorty, dilatace aneuryzmatu, podezření na aneuryzma, traumata a ruptury. S MDCT lze prakticky vyšetřit aortu na veškeré patologie kromě mikroangiopatií, avšak pro většinu indikací stačí kolimace i kolem 2,5 mm – 3 mm a dvouřadé přístroje.

Při CTA aorty nemusí být zhotoveno předem nativní vyšetření, kromě jedné výjimky, kdy je podezření na intramurální hematom aorty. Kolimace je opět volečna co nejtenčí možná s nepřesáhnutím akviziční doby 20s. Algoritmus se používá měkký pro CTA, pro posouzení stěny se však může využít algoritmus pro měkké tkáně. Increment se zde používá 50% u kolimace nad milimetr, submilimetrová kolimace využívá pouze 30% inkrement. Kontrastní látka při akvizici do 15s stačí, aby měla průtok 4 ml/s při delší době akvizice

3 ml/s. Postprocessing využívá zejména VRT s barevnou rekonstrukcí v čelní, šikmých a bočních projekcích.<sup>(3)</sup>

#### **2.4.5 ABDOMINÁLNÍ TEPNY**

Z hlediska praxe, je lepší CTA viscerálních tepen provádět pouze se submilimetrovou kolimací a tedy na MDCT, protože delší akvizice nad 20 s. už je vysoce riziková na pulzační artefakty, pohybovými artefakty z dýchání a artefaktům z dýchání je vyšetření viscerálních tepen nejcitlivější. K CTA jsou většinou indikováni nemocní před operací parenchymových orgánů, často i před transplantacemi ledvin a jater. Rovněž CTA pankreatu umožňuje posouzení endokrinních nádorů, případně i operabilitu karcinomu pankreatu. V zásadě platí, že efektivní šíře rekonstruovaných obrazů by měla odpovídat průsvitu nejužší tepny, na kterou se při vyšetření zaměřujeme, přičemž nativní CT předchází CTA pouze v případě kdy je nutné cílit na skenovaný prostor (týká se to víceméně jen jednořadých a dvouřadých CT). Měkký algoritmus pro CTA občas neumožní odlišit cévní stěnu od okolní tkáně a proto se používá na úkor kvality algoritmus se zvýrazněním přechodu denzit pro měkké tkáně (zvýší se šum). Pro postprocessing nedominuje ani jedna varianta, VRT i MIP se zde nabízejí podle volby lékaře.<sup>(3)</sup>

#### **2.4.6 PERIFERNÍ TEPNY**

CTA u končetinových tepen má několik překážek, například hrubé kalcifikace budou vytvářet artefakty, které překryjí celý lumen jemných cév například v bérce. Dále je problém i akviziční doba, kdy se musí cílit na předem daná místa, pokud je CT s menším počtem řad než 16. Nicméně CTA lze uplatnit u AKI, při aneuryzmatech ischemiích a trombózách či emboliích, kdy se hledá zdroj potíží a usnadní pozdější orientaci lékařům provádějící intervenční výkon pod skiaskopii.

Nativní vyšetření nativní před CTA nemá vůbec žádný význam. Používá se měkký algoritmus pro CTA, jelikož při hrubých kalcifikacích často nepomůže ani algoritmus pro zvýraznění přechodu denzit. Průtok kontrastní látky je 3 ml/s a postprocessing je základ stínované VRT, kdy se pro lepší rozlišení dělají rekonstrukce pro části řečiště samostatně (páneve, bérce, stehna, kolena atd.). Při rekonstrukci pomocí MIP je nutná subtrakce skeletu. Dokumentace se pořizuje v čelní, bočních a šikmých projekcích.<sup>(3)</sup>

#### **2.4.7 ŽÍLY**

U vyšetření končetinových žil je nadále zlatý standart přímá venografie nicméně iniciativní vyšetření jsou většinou USG, protože CT představuje zbytečnou zátěž pro pacienta.

Většinou se provede tzv. nepřímá venografie končetin pomocí CT když se hledá průkaz plicní embolie, pokud se skenování sub sekvenčně posune až do oblasti dolních končetin. <sup>(9)</sup> Nicméně CTA žil se využívá rutinně u diagnostiky portálního řečiště a renálních žil, kdy se nativní CT používá jen zřídka kdy. <sup>(8)</sup>

Používáme měkký algoritmus pro CTA, kolimace co nejmenší možná k udržení akviziční doby cca 30 vteřin, s tím že pro hlavní kmeny portálního systému stačí kolimace 2,5 mm. Pro zobrazení žil velkého oběhu s výjimkou v. jugularis je možnost použít přímou aplikaci KL (kontrastní látky) do cílové oblasti v žilní prefázi. pro zobrazení dutých žil v obou povodích musí se KL aplikovat z obou končetin nebo bipedálně. U viscerálních žil lze zobrazit pouze metodou recirkulace. Základem je hodnocení žil v axiálních obrazech nebo planárních rekonstrukcích a vhodné je i MIP zobrazení. Dochází-li k jevu že je denzita žil vyšší než denzita kostní tkáně využívá se VRT. <sup>(3)</sup>

#### **2.4.8 NÁDOROVÉ PROCESY**

Vzhledem k technologickému pokroku dnes je mimo nádorových struktur v tkáních možné sledovat i jejich patologické cévní zásobení, prevaskulární nebo intravaskulární invazi nádorového procesu dokonce i stupeň nádorového postižení cévního systému. Celé to vede k usnadnění hodnocení operability nádoru a dokonce i volbě chirurgického přístupu.

V zásadě se používá pro zobrazení úplně stejných parametrů jako při zobrazení normálního tepenného systému v dané lokalitě, s tím že zobrazení musí být izotropní (nebo alespoň velice blízko tomu), ale zde hraje aplikace kontrastní látky obrovskou roli. Jsou vlastně dvě možnosti aplikace a to buď aplikovat kontrastní látky větší objem, aby se mohli provést dvě fáze vyšetření v jednom nástřiku, kdy se zachytí žíly i tepny, nebo se používá klasické dvou fázové vyšetření s dvoji aplikací (dnes u MDCT téměř standart).

U nádorů hlavy, mozku a krku stačí vyšetření dvou fází naráz, ale u jater ledvin, pankreatu je jednoznačně preferováno více fázové vyšetření. Kontrastní látka se zde aplikuje přetlakovým injektorem, pomocí bolus trackingu v tepně vedoucí k cílové oblasti a objem kontrastní látky se liší dle vyšetřovaného orgánu a počtu fází. Základní hodnocení lékař provádí v planárním zobrazení koronárním sagitálním, axiálním. 3D rekonstrukce většinou slouží jako znázornění morfologie tepenného systému a často se používá stínovaná zobrazení pomocí VRT u žil lze použít MIP rekonstrukce. <sup>(3)</sup>

## 3 MR-ANGIOGRAFIE

### 3.1 Historie MR

Magnetická rezonance je dnes považována za zobrazovací modalitu, v které je nejvyšší příslib technologického rozvoje a potenciálu v budoucí diagnostice. Podnětem pro vznik diagnostiky pomocí magnetické rezonance byla teorie Jean-Badpist Fouriera, na jejíž základě Felix Bloch a Edward Purcell vynalezli přístroj pro nukleární magnetickou rezonanci. Už ve dvacátých a třicátých letech minulého století (před druhou světovou válkou) se fyzici zabývali protonovým spinem atomů (Schrödinger a Heisenberg) a základy pro MR položil Otto Stern a Walter Gerlach v roce 1933 potvrzením, že na základě spinu protonů lze určit nízké a vysoké hladiny energie.

Během padesátých a sedmdesátých let se experimentovalo s T1 a T2 relaxační fází vztahující se na tekutiny a svaly, na podkladu studií dvou Švédů Erika Obedlada a Gunnara, kdy nakonec koncem šedesátých let bylo opravdu úspěšné získání signálů z pokusných zvířat.

V roce 1974 Jim Hutchinson a Bill Edelstein spolu s kolegy z University of Aberdeen (Anglie) vytvořili první prototyp MRI, kterého využívali na krysy a v roce 1980 začali vytvářet obrazy Ernstovo technikou.

První technika, která zobrazila v reálném čase srdce se uskutečnila v roce 1987, a ve stejném roce poprvé úspěšně proběhla angiografie cév bez užití kontrastní látky pomocí techniky EPI (Echo Planar Imaging).<sup>(2) (23)</sup>

### 3.2 Princip magnetické rezonance

#### 3.2.1 Magnetické vlastnosti protonů

Pro pochopení principu magnetické rezonance je nutné shrnout několik věcí. Veškerá hmota na naší planetě, včetně lidské tkáně se skládá z atomů, v kterých je jedna z tří hlavních částic, která nás konkrétně při magnetické rezonanci zajímá a tou je proton. V jádře atomu spolu s protonem jsou neutrony a dohromady udávají hmotové číslo N (nukleonové/atomic weight number), protony sami o sobě jsou vyjádřeny číslem protonovým Z (atomové/atomic number). Nejvíce zastoupený atom v lidském těle je atom Vodíku s Z a N rovné jedné.<sup>(22)</sup>

Tím že se pozitivně nabitě protony v jádře kontinuálně otáčejí kolem osy, vytváří svoje vlastní magnetické pole. Vlastní magnetické pole protonu bude rovněž orientováno v ose rotace protonu (viz obrázek 8).<sup>(2) (22)</sup>

Pro nás nejpodstatnější vlastnost atomu pro pochopení základního principu magnetické rezonance je jaderný „spin“.

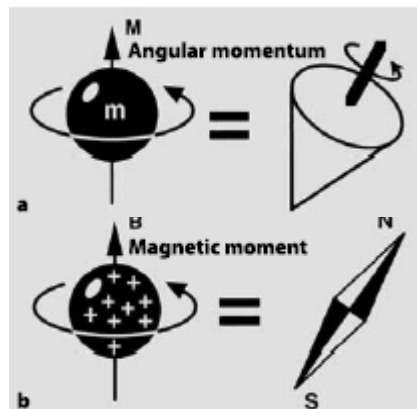
Spin je z hlediska fyziky v literatuře medicínské, která se vztahuje na MRI, pojmenování spinového kvantového čísla. Výsledný moment hybnosti atomového jádra právě představuje spinové kvantové číslo (tedy spin). Pokud má jádro stejné Z a N můžeme říct, že je neviditelné pro MRI. Kromě pár výjimek má každý prvek svůj izotop, který má svůj spin viditelný pro MRI (Argon a Cerium nemají izotop). Pro nás je podstatné, že atom Vodíku se v lidském těle vyskytuje v 99,98% tkání a jeho spin je  $\frac{1}{2}$  a proto se MRI orientuje kolem atomu Vodíku.

Zjednodušeně: každý atom se spinem funguje jako mini magnet s jeho vlastní magnetizací a vektorem. Pokud je vložíme do silného magnetického pole, všechny magnety začnou nějak s daným polem interagovat a začnou rotovat nějakou rychlostí. Energie protonů určí, jestli budou mít vztah k magnetickému poli, kterému jsou vystaveny, paralelní nebo antiparalelní charakter, do kterého se dostanou z náhodně orientovaných vektorů. Antiparalelní postavení mají protony s vysokou hladinou energie, paralelní s nízkou, nicméně při 1,5T (T=Tesla; jednotka pro určení síly magnetického pole) je pouze malé množství protonů antiparalelní, při 3T se počet antiparalelních protonů ještě více zmenšuje. Protony tím, že rotují kolem své osy frekvencí (v otáčkách za sekundu) určenou konstantou a silou magnetického pole, rezonují.<sup>(2) (22)</sup>

### 3.2.2 Vliv magnetického pole na atomy vodíku v lidském těle

Řekněme, že člověka vložíme do silného statického magnetického pole  $B_0$  mimo děj který jsem popsal o odstavec výše, získají protony precesní pohyb. To znamená, že nejen že se usměrní paralelně a antiparalelně, ale začnou opisovat trajektorii pláště kužele. Frekvence precese, která je úměrná indukci magnetického pole se nazývá Larmorova frekvence.

Obrázek 8 znázornění magnetického a rotačního pohybu protonu



Zdroj: WEISHAUP T Dominik, Victor D. Köchli a Borut Marincek. *How Does MRI Work?: An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging.*

Nicméně aby se naměřil signál, potřebujeme dynamický magnetický vektor. K dosažení dynamického magnetického vektoru se kromě  $B_0$  statického pole aplikuje krátkodobé magnetické pole  $B_1$ . Magnetické pole  $B_1$  je tzv. radiofrekvenční pulz „*rf-pulse*“.

Při aplikaci radiofrekvenčního pulzu na protony pod vlivem magnetického pole  $B_0$  je v zásadě dostáváme vektor magnetizace z longitudinální roviny do transverzální (z magnetické osy opisující tvar kužele u roviny  $Z$  se postupně začínají dostávat do tvaru, kdy osa zasahuje do rovin  $XY$ ).<sup>(2) (7) (22)</sup>

### 3.2.3 Podmínky pro vznik signálu

Jsou dány tři podmínky pro to, aby se naklonila magnetizace z roviny  $Z$  do roviny  $XY$ . Zprv je nutné aby  $B_1$  radiofrekvenční pulz měl stejnou Larmorovu frekvenci jako  $B_0$  pole. Zadruhé  $B_1$  pulz musí být aplikován tak dlouho, jak je třeba, aby došlo vytvoření požadovaného sklonu magnetizace a zatřetí musí být kolmý k hlavnímu statickému poli.

Radiofrekvenční pulz je vlastně elektromagnetické záření skládající se ze dvou složek, které jsou na sebe kolmé, z elektrického pole a z magnetického vlnění, přičemž jeho zdrojem je cívka. Jestliže se látka „ozáří“ radiofrekvenčním impulzem při stejné Larmorovo frekvenci dojde kromě již zmíněného vychýlení z osy  $Z$  na osu  $XY$  také k fázovému sladění precesního pohybu všech částic v magnetickém poli. Po skončení radiofrekvenčního pulzu se vektory magnetizace, které byly vychýleny, vracejí zpátky do osy  $Z$  a tomuto jevu se říká RELAXACE. V rámci relaxace dochází k vyzáření přebytečné energie ve formě fotonů, díky čemuž vzniká signál.<sup>(22)</sup>

### 3.2.4 Prostorové kódování a gradient

V magnetickém poli vytvořené stacionárními cívkami, které je homogenní, všechny protony získají stejnou Larmorovou frekvenci. Za těchto podmínek nelze získat potřebnou prostorovou informaci o struktuře tkáně. Prostorová informace je získávána pomocí tří gradientních impulzů. Díky nim lze uplatnit algoritmus Fourierovo transformace.

Základní koncept tkví v tom, že se díky gradientním cívkám z homogenního pole stane pole nehomogenní, které má lineární gradient. Díky tomu protony v různém umístění v takovém poli získávají různou Larmorovu frekvenci a to znamená, že s různou frekvencí bude různá intenzita signálu, čímž získáme základní představu o prostorovém umístění signálu. Pro zobrazování v rovině potřebuje alespoň dva koordináty.<sup>(2)</sup>



### 3.2.4.1 Frekvenční kódování

Gradient frekvenčního kódování je aplikován v rovině X. V zásadě se tím prostorově rozliší protony do sloupců v řezu, díky tomu že gradient ovlivní sílu magnetického pole, kde v nejslabším poli bude frekvence precesního pohybu protonu menší a naopak v nejsilnějším místě magnetického pole bude frekvence největší. Tam kde gradient je shodný s polem  $B_0$  je takzvané izocentrum gradientu a zde je frekvence protonů rovna Larmorovo frekvenci  $W_0$  (viz obrázek 9 a 10). <sup>(2) (22)</sup>

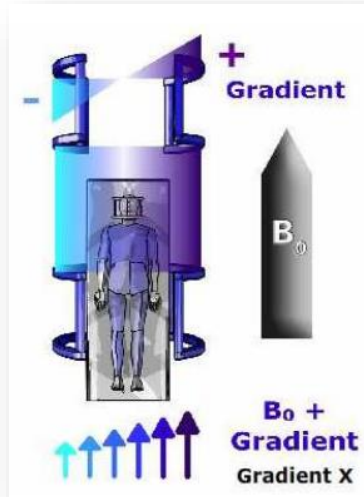
### 3.2.4.2 Fázové kódování

Gradient fázového kódování má úplně stejný princip rozlišení frekvencí, který se aplikuje kolmo na rovinu, v které proběhlo frekvenční kódování. V tom případě fázové kódování bude aplikováno gradientem po ose Y (shora dolů). Opět se změní frekvence precesního pohybu protonů, tentokrát ale ne ve sloupcích ale ve „vrstvách“ neboli řádcích (viz obrázek 10). Obě gradientní pole se aplikují v určitém pořadí tak, abychom získali informace o prostorovém umístění. <sup>(2) (22)</sup> Kdyby se obě gradientní pole aplikovali naráz, získáme pouze jednu informaci, jelikož zde platí pravidlo pro skládání vektorů.

### 3.2.4.3 Kódování selektivního řezu

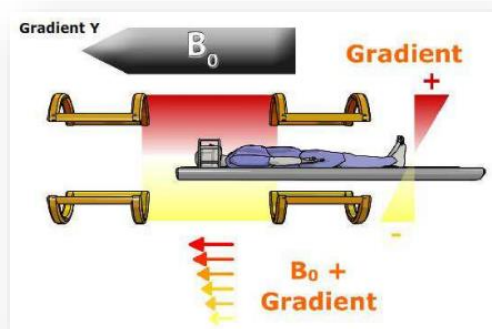
Z angličtiny slice select encoding gradient. Je to vlastně určitá vlastnost magnetického pole, která je potřebná k upřesnění lokace odkud vychází signál. Jelikož magnetická rezonance nefunguje jako CT, kde pacient je vystavován datům jen v určitém tenkém řezu. Všechna data jsou nasnímaná současně, protože celé jeho tělo interaguje s magnetickým polem, proto se muselo přijít s principem, který by dokázal vzít určitou „vrstvu“ ať už v jakékoliv rovině a snímat signál pouze z ní.

Obrázek 9 znázornění magnetického pole v rovině X při působení gradientních cívek



Zdroj:  
<http://www.cram.com/flashcards/physics-mri-spatial-encoding-mri-2109677>

Obrázek 10 znázornění magnetického pole v rovině Y při působení gradientních cívek



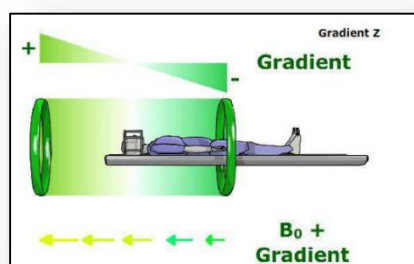
Zdroj:  
<http://www.cram.com/flashcards/physics-mri-spatial-encoding-mri-2109677>

Nyní se vrátím k už zmíněnému principu rezonance (získání signálu), který byl popsán na začátku kapitoly. Použijeme-li gradient a změním tedy Larmorovu frekvenci ( $\omega_0 + \gamma \Delta z$  atd.) a aplikujeme-li na protony se změněnou Larmorovou frekvencí RF-signal, který byl určen pro magnetické pole  $B_0$ . RF-signal bude pouze ve frekvenci pro pole  $B_0$ . tím pádem se stane, že excitujeme pouze protony, které měli frekvenci  $\omega_0$ . Tímto je umožněno snímat signál pouze z izocentra gradientů, protože přesně v izocentru jsou „nulové“ hodnoty (hodnoty nejsou nula, pouze zde platí podmínky pro statické pole  $B_0$ ). V případě že budu chtít nasnímat signál z protonů, které mají frekvenci  $\omega_0 + \gamma \Delta z$ , upravím frekvenci RF-pulzu tak, aby odpovídal pro magnetické pole  $B_0 + \gamma \Delta z$  (viz obrázek 11).

Takže selektivní řez se vlastně kóduje tak, že se upraví vlastnosti RF-pulzu, díky třetímu gradientu (slice select encoding gradient), který je aplikován pouze po dobu

RF-pulzu, a v kombinaci s vlastnostmi RF-pulzu a silou gradientu se volí šířka řezu, který bude digitálně zpracován a nasnímán po ose Z. Šířka zvolené tomografie  $\Delta z$  je úměrná intenzitě gradientu  $G_z$  a šířce pásma budícího RF pulzu  $\Delta\omega$ .<sup>(2) (22)</sup>

Obrázek 11 znázornění magnetického pole v rovině Z při působení gradientních cívek



Zdroj:  
<http://www.cram.com/flashcards/physics-mri-spatial-encoding-mri-2109677>

### 3.2.5 K-space, Raw Data

K-space je vlastně matice, v které se zobrazují naměřené informace ve formě signálu, který se převádí inverzní Fourierovo transformací na výsledný obraz, který vidíme normálně v podobě řezu lidským tělem.

K-space je tedy matice, v které se zobrazují Raw data ještě, než se s nimi jakkoliv manipuluje, tedy reprezentuje informace o prostorové frekvenci ve dvou nebo dokonce třech rozměrech cílového objektu. Každá prostorová frekvence reprezentuje sinusoidní křivku a odpovídají dvourozměrnému obrazu se souřadnicemi  $K_x$  a  $K_y$ .  $K_y$  souřadnice jsou získávány na základě fázového gradientu,  $K_x$  souřadnice na základě frekvence Z toho vyplývá, že K prostor předává informace o různé intenzitě různých hran v obrazu. U magnetické rezonance jsou naměřené MR signály přímo vzorky (sample) K prostoru. Centrální oblast K-space je pokryta samplem s nízkými hodnotami prostorové frekvence a

je zodpovědná za kontrast a celkový tvar MR obrazu, naproti tomu periferní část s vysokými hodnotami prostorové frekvence  $K$  prostoru kóduje jemné detaily (viz obrázek 12).<sup>(2) (22)</sup>

### 3.2.6 Princip relaxace

Po té co dojde k excitaci spinů a jejich transversální magnetizaci vzniká MR signál který je snímán tzv. „receiver coils“ (povrchové cívky které laborant dává okolo pacienta). Nicméně signál rapidně ustává po skončení působení elektromagnetického pulzu, kdy se protony vracejí (díky dvou nezávislým na sobě jevům) do nižší energetické hladiny a tedy probíhá relaxace. Dva zmíněné jevy, které relaxaci zapříčiňují, jsou spin-spin interakce, a spin-lattice (lattice je mřížka). Tyto jevy způsobují tzv. T1 a T2 relaxaci.<sup>(2)</sup>

#### 3.2.6.1 T1 relaxace

T1 relaxace je více méně závislá na interakci protonů s jejich prostředím (spin-lattice interakce). Poté co se ukončí RF-pulz, protony se pozvolna vracejí do stavu, kdy na ně působí statické pole  $B_0$  v ose  $Z$ , proto se také tomuto procesu často říká longitudinální relaxace. Protony se nicméně vracejí do stavu (dále budu používat základní stav pro stav  $B_0$ ), kdy na ně působí pouze statické pole, závisle na prostředí v kterém se nacházejí. Základního stavu tedy dosáhnou protony pouze tehdy, až předají veškerou nadbytečnou energii svému okolí. Doba za jak dlouho se právě protony vrátí do základního stavu, závisí na dvou proměnných, a to na síle vnějšího magnetického pole  $B_0$  a na Brownově pohybu (vnitřní pohyb molekul), kdy v různých strukturách tkáně (co se týče složení) T1 dosahuje hodnot v rozmezí od půl vteřiny do několika vteřin. Celý proces je vlastně závislý na magnetickém poli mřížky, která se mění s frekvencí blíží se Larmorově frekvenci. Proměnlivé magnetické pole mřížky vyvolá rotace a translace molekul v mřížce, jež vykazují právě Brownův pohyb.<sup>(23)</sup>

T1 relaxační čas je mimo jiné definován jako doba, která je nutná k zotavení 63% původní magnetizace v longitudinálním směru. Průměrná frekvence Brownova pohybu bude záviset na velikosti molekul v mřížce. Malé molekuly čisté vody se obecně tedy pohybují rychleji a velké molekuly proteinů se pohybují pomaleji. Molekuly tuku jsou velikostí více méně uprostřed mezi molekulami vody a tuku, a také se pohybují s frekvencí velmi blízkou Larmorově. Díky těmto okolnostem má tuk kratší T1 relaxační čas (150-200 ms) než čistá voda (2000-3000 ms) či tkáně bohaté na proteiny.<sup>(23)</sup>

#### 3.2.6.2 T2 relaxace

T2 relaxaci je třeba chápat jako spin-spin interakci. Vycházíme z toho, že při excitaci se určitá část spinů pohybuje synchronizovaným precesním pohybem. Máme-li spiny A a B

o stejné precesní rychlosti, ale B je napřed ve fázi o  $10^0$  tak můžeme říct, že je ve fázi +10 vztáhneme-li to ke spinu A. Tím že hned po excitaci spiny pohybují synchronizovaným precesním pohybem, mají fázi k sobě +0. Tomuto stavu se říká fázová koherence (jinými slovy fázová shoda).

Stručně řečeno T2 relaxace je transverzální relaxace vzniklá rozložením transverzální magnetizace, protože spiny ztratí fázovou koherenci (defázace). Od longitudinální relaxace se transverzální liší hlavně v tom, že spiny nepředávají energii okolí, ale vyměňují si energie mezi sebou navzájem. T2 relaxační čas je pokles transverzální magnetizace z maxima na 37% původní hodnoty. Na rozdíl od T1 relaxace, velké molekuly mají kratší dobu T2 a malé molekuly delší. <sup>(2)(23)</sup>

### **3.2.7 Obrazový kontrast**

Jak vlastně můžeme určit kontrast obrazu MR a jak ho ovlivnit. Na základě konceptu excitace a relaxace jsou tři elementy biologické tkáně, které přispívají k intenzitě signálu anebo jasů.

Prvním je protonová denzita, neboli počet spinů, které lze excitovat na jednotku objemu. Ta ovlivní maximální signál, který lze získat z dostupné cílové tkáně. Protonová denzita může být zvýrazněna tím, že minimalizujeme parametry T1 a T2. Takovým obrazům se říká „proton-density weighted“. T1 čas relaxace tkání je nepřímo zodpovědná za intenzitu signálu a lišit se může úplně náhodně. Obrazům, které jsou ovlivněny hlavně T1 jsou nazývány „T1w“ neboli „T1 weighted images“ (česky je to T1 vážený obraz). T2 čas určí, jak rychle se signál vytrácí po excitaci. T2 kontrast je snadno kontrolovatelný přímo radiologickým asistentem a obrazy založené na T2 jsou nazývány „T2w“ neboli „T2 weighted images“ (T2 vážený obraz).

Všechny tyto prvky se mohou lišit opravdu na široké škále mezi různými typy tkáně, proto podstatně záleží na tom, jaký parametr upřednostníme v sekvenci MR a výsledné obrazy se opravdu liší v jejich vzájemném kontrastu, co se poměru tkání týče. <sup>(23)</sup>

#### **3.2.7.1 Repetiční čas a T1 vážení**

Doba mezi dvěma excitačními radiofrekvenčními pulsy se nazývá repetiční čas TR. Longitudinální magnetizace narůstá pouze částečně mezi jednotlivými excitačními radiofrekvenčními pulsy. Když je TR dlouhý, více excitované spiny rotují zpět do roviny Z a přispívají k nárůstu longitudinální magnetizace. Čím více longitudinální magnetizace

může být excitováno následujícím RF pulzem, tím větší signál se může naměřit. Pokud je tedy navolen krátký repetiční čas (méně než 600 ms), obraz je tedy velice silně ovlivněn T1 relaxací. Za těchto podmínek tkáně s krátkou T1 relaxací dávají rychle velký signál v následném RF pulzu (budou na obrazu světlé).<sup>(22)</sup>

### **3.2.7.2 Čas Echa a T2 vážení**

Tím že se gradientní pole podílí i na spinové defázaci, musí být tento efekt zvrácen refokusačním pulzem, než se změří patřičný MR signál. Signál indukovaný ve snímacích povrchových cívkách po navrácení fázové koherence je znám jako SPIN ECHO a jako takový může být měřen.

Čas echa určuje, jaký bude mít vliv T2 na kontrast obrazu. Jelikož je T2 v rozsahu několika stovek milisekund je logicky mnohem kratší než T1. Pokud je použit krátký čas echa (30 ms) rozdíl mezi tkáněmi bude malý, protože T2 relaxace teprve začala a proto bude pouze malá signálová odezva při mapování echa (výsledný obraz bude mít nízké T2 vážení). Pokud se použije delší čas echa v rozmezí T2 relaxace tkání (cca 60 ms), tkáň se zobrazí s rozdílnou intenzitou signálu na výsledném obraze. Tkáň s krátkým T2 se zobrazí tmavě, zatímco tkáň s delším T2 budou emitovat silnější signál a tudíž se budou objevovat světle (například při zobrazení mozku bude mozkomíšni mok díky vodě světlejší než okolní tkáň díky tuku).<sup>(23)</sup>

## **3.3 Techniky a sekvence MR pro zobrazování cévního řečiště**

Princip MRA je získat obrazy, kdy je signál emitovaný z pohybujících se jader vysoký a stacionárních jader nízký. Takovou to cestou se uchová kontrast mezi cévou a tkání v pozadí a je několik metod jak takový kontrast získat např. Black blood režim využívající SE, FSE a Bright blood využívající GRE.<sup>(10)</sup>

### **3.3.1 Sekvence**

#### **3.3.1.1 Spin Echo (SE)**

Sekvence spinového echa využívá k excitaci 90° RF pulz s volbou řezu. Poté, co se magnetizace vytrácí v T2 relaxaci, objeví se defázace spinů, a tím uplyne polovina času Echa. Aby se zvrátila defázace aplikuje se 180° RF pulz. Spiny, které byly napřed, nebo pozadu se re fokusují, a díky tomu na konci druhé poloviny času Echa jsou všechny spiny zfázované.<sup>(2)</sup>

### **3.3.1.2 Fast Spin Echo (FSE)**

FSE využívá obráceného  $90^\circ$  úhlu následovaným několika  $180^\circ$  refázačními pulzy, aby se vyprodukovalo několik spinových ech v daném refázačním čase (TR). Každé echo je fázově kódované s rozdílnou amplitudou gradientního sloupce, takže data z každého echa jsou sbírány a uloženy v rozdílné řadě K-prostoru. Díky tomu je více než jedna řada K-prostoru vyplněna za refázační čas. FSE je tedy využíváno hlavně k tomu, aby se během jednoho pulzu dosáhlo dvou ech. <sup>(2)</sup>

### **3.3.1.3 Gradient Echo (GRE)**

Místo  $90^\circ$  pulzu se používají pulzy v rozsahu  $10^\circ$  až  $60^\circ$ , které zachovávají podélnou magnetizaci tkáně v trvalejším rázu.  $180^\circ$  puls je nahrazen přídatným magnetickým gradientem, který je na krátkou dobu přidán k základnímu magnetickému poli. Dojde tím ke zvýšení magnetické nehomogenity v tkáňovém řezu, což povede ke ztrátě synchronního pohybu spinů a příčná magnetizace bude mít rychlý úbytek. Takovýto gradient se stejnou intenzitou bude aplikován ještě jednou, tentokrát má ale opačnou orientaci a účinek. Výsledkem je dosažení resynchronizace pohybu protonů a následným nárůstem příčné magnetizace až k určitému maximu, nazývané gradient echo. GRE je registrováno jako intenzivní signál. <sup>(2)</sup>

## **3.3.2 Dark blood a Bright blood režim**

### **3.3.2.1 Dark blood**

Dark blood MRA je vlastně strategie aplikace Spin Echa při které se potlačuje signál tekoucí krve (renderuje se tedy černě nebo v tmavých odstínech na rozdíl od bright blood techniky). Tím, že rychle tekoucí krev nebo turbulentní tok má přirozeně malou emisi signálu kvůli fázové disperzi a ztrátě signálu „time-of-flight“, se tyto nežádoucí efekty mohou zvýraznit aplikací gradientů narušujících tok nebo inverzními pulzy. Teoreticky tento režim přináší výhodu v hodnocení stěny cévy, kde by mohl být turbulentní proud nebo právě artefakty kvůli disperzi signálu. Tím že se potlačí obsah cév, netvoří se pulzační artefakty (proto se režim používá v oblasti srdce)

Tento režim se hodí k zobrazování vysoko průtokových cév, ale nehodí se naopak pro cévy s pomalým tokem krve a v místech kde je možný výskyt struktur mimo cévy, jenž jsou rovněž s nízkou emisí signálu jako chrupavka, kalcifikace a vzduch.

Aby se převedly zdrojové obrazy na „angiografický“ obraz je zapotřebí metody algoritmu Minimal Intensity Projection, s tím že je zde zapotřebí ruční editace obrazu aby se vyloučil vzduch chrupavky a tak dále. <sup>(2)</sup> <sup>(23)</sup>

### 3.3.2.2 *Bright blood*

Tato technika je opačná od předchozí. Náplň cév je světlá a produkuje vyšší signál než okolí, kdy stenóza nebo uzávěr budou tmavé díky tomu, že nebudou emitovat signál. Využívá se aplikace Gradient Echo a různých variant. Pro tento režim jsou vyvinuté speciální techniky, které mají vlastní výhody a nevýhody, dvě jsou bez kontrastní látky, třetí je s kontrastní látkou.

**TOF-Time of flight** je první technikou. Ta využívá většinou nekoherentní GRE sekvence ve spojení s repetičním časem a kombinacemi převrácených úhlů, které saturují tkáň v pozadí, ale zároveň umožní pohybujícím se spinům vstoupit do objemu řezu „čerstvé“ a tím emitují velký signál. Prostorové presaturační pulzy umístěné mezi počátek toku a oblast zájmu saturují pohybující se spiny, zlepšují vizualizaci cirkulaci tepen i cév.

**PC-Phase contrast** používá koherentní GRE sekvence získané jak s bipolárním tak i bez bipolárního gradientního pulzu. Fáze získaná bipolárním gradientem je využita k tvorbě obrazů na podkladě subtrakce. Citlivost toku je kontrolována parametrem zvaným VENC (velocity encoding), který může být aplikován v jedné nebo všech tří rovinách. PC-MRA poskytuje velice kvalitní potlačení pozadí ale je zdlouhavá a závisí nejen na TR ale na velikosti matice a osách toku, které se dekodují. Využívá se hlavně u tepenného toku v oblasti hlavy.

**CE-Contrast enhanced MRA** technika využívá gadoliniové kontrastní látky vpravené intravenózně. U žilních struktur je časování lehce zpožděné, avšak u arteriálního zobrazování musí být sekvence opravdu rychlé, aby se docílilo přesného zobrazení v arteriální fázi. Většinou je používáno T1 vážené GRE sekvence, která poskytuje optimální kombinaci rychlosti a kvality. <sup>(2)</sup>

## 3.4 Využití MRA

Magnetická rezonance umožní relativně dobře zobrazit cévní struktury podobně jako CT a dokonce v některých případech bez aplikování kontrastní látky. Indikace na MRA jsou však spíše v případech kdy pacient není schopen z různých příčin podstoupit CTA kvůli alergii na jódovou kontrastní látku, nebo renální insuficienci. I v případě že pacientovi musí

být podána kontrastní látka při MRA, gadoliniová látka je daleko méně toxická a snáze se vyloučí než jódová.

MRA se tedy může využít pokud lékař má podezření na stav pacienta ohrožující na životě, a vyhodnotí-li klasickou angiografii jako rizikovou. Například při oslabených cévních stěnách v mozku, aneurysmatech a kalciových zátek v povodí hlavy a krku, anebo disekci aorty. <sup>(23)</sup>

### **3.4.1 HLAVA, MOZEK A KRK**

Nejčastějšími indikacemi bývají celkové evaluace karotid hlavně u bifurkací, posouzení intrakraniálních cév v případě aneuryzmat a artefaktů, AVM a okluze intrakraniálních cév.

Co se týče vyšetřování mozku, používá se protokol sagitální SE T1 jako lokalizér, následovaný buď 3D TOF nebo PC. TOF sekvence jsou nejběžněji užívané pro nekontrastní angiografické vyšetření 2D a 3D TOF je užívaná k rozlišení statické tkáně od pohybujících se protonů uvnitř cév.

U karotid jako lokalizér je využita GRE sekvence, jinak se může využívat stejných sekvencí jako u mozku, takže 2D a následně 3D TOF MRA s tím že by měla být provedena multičetným překrýváním tenkých řezů (MOTSA) k zajištění lepší kvality obrazu. Díky tomu, že v karotidách je rychlejší tok krve a turbulentní povaha proudu v bifurkacích, TOF sekvence bude náchylnější k artefaktům. Pokud se tak stane, je doporučena 3D CE-MRA<sup>(2)</sup> nebo sekvence TRICKS, které se používají na karotidy běžně. Moderní přístroje už mají většinou přednastavené protokoly přímo pro karotidy (každý výrobce si svoje defaultní protokoly přednastavuje odlišně). <sup>(15)</sup>

### **3.4.2 SRDCE A VELKÉ TEPNY HRUDNÍKU**

Nečastější indikace pro vyšetření jsou koarktace, disekce anebo aneurysma hrudní aorty v případě hrudníku. U srdce je častá indikace komplexní posouzení srdce a jeho cév na kongenitální abnormality, defekty atriálního nebo ventrikulárního septa, zhodnocení funkce a svalové hmoty ventrikulů, disfunkce chlopní a podezření na trombus.

Jako lokalizér je optimální i pro srdce i pro velké tepny hrudníku tří rovinná projekce, protože jak srdce, tak tepny leží šikmo v hrudní dutině. Pokud nelze takto použít tří rovinné zobrazení, použije se Coronal breath-hold fast nekoherentní GRE/SE T1. U srdce využíváme speciální projekce (bývají tři).



**Dvoukomorová projekce** po dlouhé ose, kdy z axiální T1 projekce používáme řezy skrze ventrikuly se zarovnáním řezů paralelně k intra ventrikulárnímu septu, s tím že řezy musí pokrýt celý levý ventrikul.

**Tzv. four chambre view** zobrazujeme po dlouhé ose (může být proveden i z krátké osy) zarovnaně s apexem levého ventrikulu a mitrální chlopně.

**Projekce z krátké osy** se provádí perpendikulárně orientované na projekci z dlouhé osy ze zobrazovací roviny, která je paralelně orientovaná k mitrální chlopni. Nebo se také může provést z koronárního lokalizéru posteriorálně ke kořeni aorty a další když se bude listovat anteriorálně řezy k apexu srdce.

Můžeme použít Dark blood i Bright blood zobrazení. SE a FSE sekvence obecně získáváme saturačními pulzy pro evaluaci Dark blood. GRE PC a EPI sekvence používáme pro Bright blood, s tím že různí výrobci mohou mít vlastní akronymy pro sekvence zabrazující krev v obou režimech, ale podstata je stejná.

Šikmé projekce inkoherentní s T1 vážením nebo koherentní s T2 vážením pomocí sekvence GRE slouží k pořízení obrazů srdce během několika fází srdečního cyklu, čímž se vytvoří obrazy během srdečního rytmu. Takováto technika je známá jako multifázové zobrazení. Čím více řezů se pořídí během srdečního cyklu, tím lepší je časové rozlišení, které je ale limitováno dobou skenování. Hlavní užití má tato technika při celkovém posuzování srdeční funkce, kdy se nejčastěji obrazy pořizují po krátké ose a hodnotí se levý ventrikul.

GRE sekvence s gadoliniovým kontrastem se používají k diagnostice infarktu srdce stejně tak jako zhodnocení vaskularizace hrudi jako takové (typicky se hodnotí arcus aortae a plicní cévy).<sup>(15) (16)</sup>

### **3.4.3 BŘICHO**

Běžné indikace jsou pre-operační hodnocení aortálního trombu, okluze, stenózy a disekce. Další indikace jsou portální trombóza nebo trombóza jaterních žil, vyhodnocení vaskulární anatomii jaterních cév po resekci tumoru, renální žilní trombóza a zhodnocení cévního renálního řečiště po transplantaci.

MRA je v dnešní době pořád s určitými limitacemi. Koronární nebo sagitální breath hold nekoherentní GRE lokalizéry mohou následovat 2D a 3D TOF MRA rekonstruovaná v určitém počtu rovin. Avšak artefakty a slabé rozlišení rapidně snižují kvalitu obrazu při 2D TOF MRA, proto se pro lepší rozlišení používá 3D TOF MRA ale má nevýhodu v nižším

pokrytí oblasti zájmu. Z toho důvodu jsou ještě alternativní GRE T1 vážené sekvence před při a po vpravení bolusu kontrastní látky a SE Black-blood sekvence. CE-MRA je velice běžná metoda v rámci renálních tepen. <sup>(23)</sup>

#### **3.4.4 DOLNÍ KONČETINY**

Běžné indikace jsou hodnocení periferních cévních onemocnění zahrnující stenózy a okluze. Další využití je při lokalizaci neprůchodných cév nebo hodnocení žilního prokrvení.

Je nezbytné si stanovit cíle pro vyšetření před jeho zahájením. Například pokud se zaměřujeme na průzkum celého periferního řečiště, bude daleko více důležitá rychlost vyšetření před výsledným rozlišením. Nicméně se techniky od sebe navzájem liší dle lokality skenu a záleží na zkušenostech RA, jaké techniky použije.

Jako lokalizér se využívá koronární nekoherentní GRE T1 pokud není dostupné lokalizování pomocí tří rovin, kdy se užívá velké FOV pro maximální pokrytí oblasti zájmu. Dále se užívá 2D TOF MRA sekvence pro periferní MRA. Většina výrobců nabízí doporučené protokoly a speciální post processing software pro specifické oblasti. <sup>(23)</sup>

# PRAKTICKÁ ČÁST

## 4 FORMULACE PROBLÉMU

Vaskulární diagnostika je v dnešní době na vzestupu a dalo by se říci, že i ve své zlaté éře. Je několik způsobů jak k diagnostice z lékařského pohledu přistupovat, rozmanité možnosti jakých modalit využívat, nebo je dokonce kombinovat k nejlépe dosažitelnému výsledku. Nicméně stále se pohybujeme v dosud ne zcela probádaném území efektivity využití modalit z hlediska radiačních dávek na pacienta. Jasně je, že technologický pokrok jde stále více dopředu, a jak chci znázornit v praktické části, radiační zátěž zejména u CTA by měla čím dál více klesat.

Je však vhodné brát celou problematiku diagnostiky u vaskulárních onemocnění komplexně a pozastavit se nad tím co se vlastně v průběhu několika let měnilo i kromě modalit samotných. Je zcela na místě se ptát, zvyšuje se četnost vaskulárních onemocnění? Jak jsou vlastně statisticky vzato život ohrožující, a proč vlastně vznikají? (respektive co se za posledních pár let změnilo)

Výstup práce bude sloužit jako jakási „mapa“ současné vaskulární diagnostiky, která může sloužit jako odrazový můstek pro další výzkum. Mimo jiné naším cílem bylo zpracovat téma v praktické části co nejvíce relevantní k současné situaci, takže je praktická část z tohoto důvodu rozdělena do dvou částí. První část je vedena formou sekundární analýzy dat, kde se dozvíme o problematice cévních onemocnění v rámci jednotlivých částí Evropy. Druhá část je vedena formou výzkumu, kde jsme udělali na podkladě hypotéz experiment.

## 5 CÍLE A HYPOTÉZY

### 5.1 Cíl 1

Prvním naším cílem je analyzovat nám dostupná data statistik incidence a mortality kardiovaskulárních onemocnění v různých zemích Evropy za použití sekundárních dat a zjistit, zdali v Evropě incidence a počet úmrtí roste.

### 5.2 Hypotéza 1

Evropa jako celek bude mít rostoucí tendence v incidenci kardiovaskulárních onemocnění. Vycházíme z toho, že dlouhodobě v posledním tisíciletí běžný občan

evropských zemí konzumuje špatnou stravu (tučnou, chudou na vitamíny, málo pestrou, fast food), je vázán na sedavé zaměstnání více než v minulosti (díky rozmachu různých povolání související s kancelářskou prací a oblasti IT). Počet lidí postižených kardiovaskulární chorobou bude narůstat zejména v zemích, kde je podobný životní styl, a dané země jsou rozvinuté. Celkový počet úmrtí se však bude v rámci Evropy snižovat, ale nejvyšší bude v oblasti východní Evropy. Zde vycházíme z předpokladu, že západní Evropa je ekonomicky vyspělejší a tím pádem má lepší finanční pokrytí v oblasti zdravotnictví. Tudíž zde bude lepší vybavení nemocnic a větší pokrytí v diagnostice a intervenční léčbě kardiovaskulárních onemocnění.

### **5.3 Cíl 2**

Druhým naším cílem je zjistit radiační zátěž na pacienta při jednotlivých vyšetřeních cerviko-cerebrálních cév za použité metody CTA na různých přístrojích a zjistit, zdali s novějším modelem CT přístroje bude průměrná efektivní dávka klesat.

### **5.4 Hypotéza 2**

Jelikož u CT došlo během několika let k výraznému technologickému pokroku, dávka v rámci CTA bude klesající. Současná problematika okolo radiační zátěže je velice aktuální a byla jednou tématem na konferenci RSNA (Radiological Society of North America) 2016 a 2017, kde se výrobci doslova předhánějí v tom dát slovu ALARA nový význam.

### **5.5 Cíl 3**

Posledním cílem je zjistit, která z modalit CTA/DSA bude mít nižší radiační zátěž na pacienta při diagnostickém výkonu u cerviko-cerebrálních tepen a jak velké rozdíly v radiační zátěži budou mezi jednotlivými metodami.

### **5.6 Hypotéza 3**

Vzhledem k různým principům akvizice dat u obou modalit, které mám zmíněné v teoretické části, lze předpokládat, že radiační zátěž na pacienta při CTA bude nižší než u DSA. Rozdíly mezi efektivní dávkou nebudou tak velké, jak by se na první pohled mohlo zdát.

## 6 METODIKA

Pro zpracování praktické části bakalářské práce jsme zvolili Kvantitativní formu výzkumu a sekundární analýzu dat. K ověření hypotéz jsme vycházeli jak z primárních zdrojů dat získaných ve FN plzeň, tak i ze sekundárních zdrojů.

Pro získání informací, týkajících se incidence a mortality na vaskulární onemocnění byla využita data ze statistik EHN (European Heart Network) s jejich svolením o využití dat, dále byla využita data WHO volně využitelná a šiřitelná a nakonec data rovněž volná k publikaci od Global Burden of Disease Collaborative Network. Zde jsme se zaměřili na klíčové aspekty statistik pro určité časové období, které bylo mezi roky 1990-2015. U více, než 20 států Evropy.

Pro výpočet efektivní dávky, kterou pacient obdržel během vyšetření CTA a DSA v oblasti hlavy jsme využili protokolů vyšetření, které proběhly ve FN plzeň na třech odlišných CT přístrojích od společnosti Siemens a na DSA ramenu rovněž od Siemensu. Pomocí programů které jsou k tomu určeny: CT EXPO a PCXMC byla spočtena efektivní dávka. Následné data byla zpracována v MS Excel, kde jsme pomocí funkcí medián stanovili střední hodnoty, z kterých se dalo provést porovnání v rámci jednotlivých přístrojů.

## 7 SEKUNDÁRNÍ ANALÝZA DAT

### 7.1 Mortalita, incidence a rizikové faktory pro kardiovaskulární onemocnění

Faktem je, že prevalence kardiovaskulárních onemocnění je vysoká v zemích, v kterých je evidován velký počet lidí s onemocněním Diabetes Mellitus. Spojitost mezi kardiovaskulárními onemocněními a diabetem bohužel není z hlediska proměnných, které se liší v každé zemi, stejná. Mimo jiné na tom hraje podíl to, v jakých ekonomických podmínkách se dané regiony nebo země nacházejí, protože bylo prokázáno, že země které mají nízké nebo střední ekonomické zázemí (např. právě Česko) mají daleko větší mortalitu na kardiovaskulární onemocnění u lidí trpící diabetem než země, kde je obecně vzato ekonomika na vysoké úrovni (Švýcarsko, Německo). Předpokládá se, že země, kde roste ekonomika na vyšší úroveň, bude mít v budoucnu vyšší prevalence Diabetu, zvýšeného krevního tlaku a obezity. Nicméně navzdory vysoké prevalenci Diabetu a ostatních rizikových faktorů právě v ekonomicky rozvinutých zemích je relativně nízká mortalita na kardiovaskulární onemocnění. Je to z důvodu toho že v takovýchto zemích je vysoká investice do zdravotnictví, za cílem udělat preventivní opatření pro to, aby i přes vysokou incidenci kardiovaskulárních onemocnění byla co nejmenší mortalita. Zajímavé je, že země, které přijali nějakou formu monitorovacího systému pro mortalitu a prevalenci jak pro rizikové faktory kardiovaskulárních onemocnění tak i samotných kardiovaskulárních onemocnění prokazatelně snížili mortalitu.

Co bychom měli opravdu důrazně konstatovat je to, že lidé s Diabetem mají potencionálně zvýšené riziko si „vypěstovat“ kardiovaskulární onemocnění v dřívějším věku, na rozdíl od jedinců, kteří tímto onemocněním netrpí. Nesmí se opomenout, že kardiovaskulární onemocnění souvisí i s věkem, tudíž určitě se do statistik bude promítat i stárnutí populace.

### 7.2 Sběr dat

Ze všeho nejdříve jsme se zaměřili na trend růstu mortality pro ICHS, cerebrovaskulární onemocnění a ostatní arteriální onemocnění zvlášť. Pro tyto účely nám sloužila aplikace pro využívání statistických a analytických dat, od WHO dostupná na <http://apps.who.int/healthinfo/statistics/mortality/whodpms/>

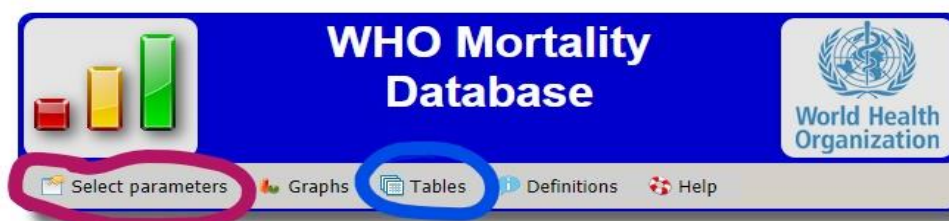
Zde oblast zájmu tvoří období let 1990-2015 u vybraných zemí napříč Evropou: Rakousko (Austria), Belgie (Belgium), Bosna a Hercegovina (Bosnia and Herzegovina), Bulharsko (Bulgaria), Česká republika (Czech Republic), Dánsko (Denmark), Estonsko (Estonia), Finsko (Finland), France (France), Německo (Germany), Řecko (Greece), Maďarsko (Hungary), Island (Iceland), Itálie (Italy), Irsko (Ireland), Litva (Lithuania), Lotyšsko (Latvia), Lucembursko (Luxembourg), Holandsko (Netherlands), Norsko (Norway), Polsko (Poland), Portugalsko (Portugal), Rumunsko (Romania), Srbsko (Serbia), Slovensko (Slovakia), Slovinsko (Slovenia), Španělsko (Spain), Švédsko (Sweden), Švýcarsko (Switzerland), Ukrajina (Ukraine) a Spojené Království (United Kingdom).

Vzhledem k enormnímu počtu dat jsme museli data projít po kusech zvlášť a rozdělit je do několika menších tabulek a grafů. Zvlášť jsou data pro mortalitu ICHS, cerebrovaskulární onemocnění a ostatní onemocnění Arterií, arteriol a kapilár, přičemž ještě rozdělené do regionů.

Pro ověření relevance dat, jsme samozřejmě museli najít více zdrojů, a řídit se několika studiemi, které jsem pročítal a snažil se najít spojitost, která se objevovala v určitých grafech níže.

Při zadání hypertextového linku se nám objeví na internetovém prohlížeči první okno

Obrázek 12 aplikace WHO



**Follow these steps:**

- Click on "Select parameters" to open dialogue window for selecting countries, indicators and time points. Click on a box with sign+ in front of indicator group title to access the list of indicators.
- Select required indicators, countries and years by ticking appropriate boxes in front of their titles and then click on OK.
- Select required graphical or tabular data display option from the menu.
- Repeat the above steps to select and display data on other indicators, countries or time points.
- Click on Definitions to view definitions and notes on data quality and sources for selected indicators.
- Check Help for more detailed instructions. Make sure that your browser allows popup windows from this web site.

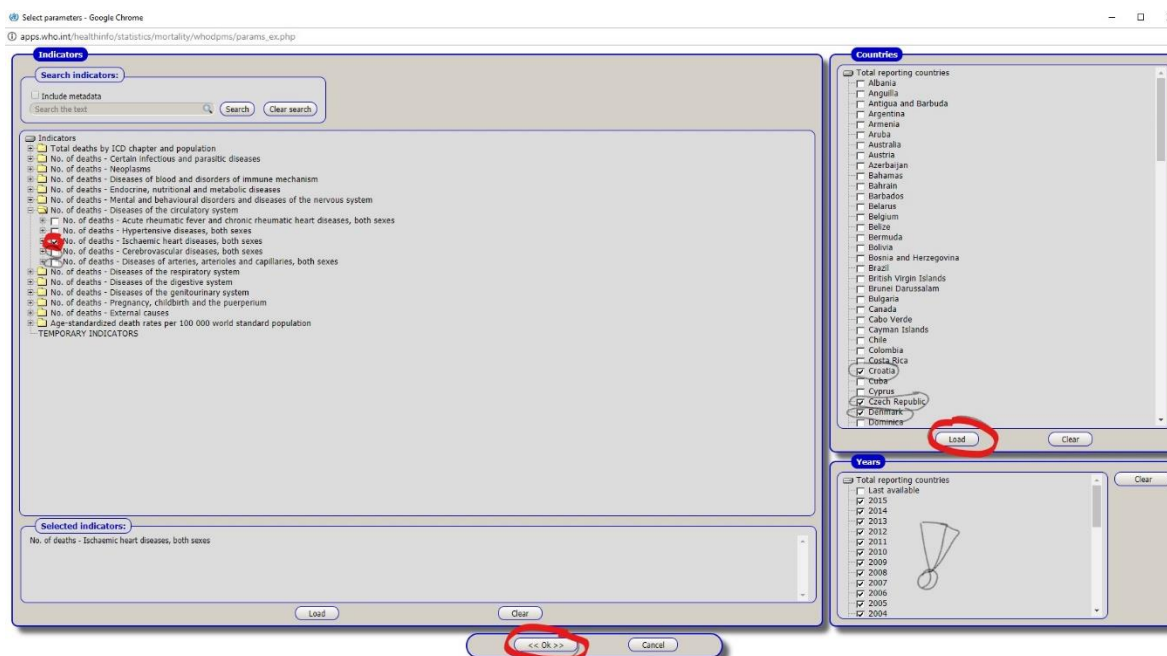
Last updated: December 2016

Zdroj: <http://apps.who.int/healthinfo/statistics/mortality/whodpms/>

(obrázek 12), kde je nutné se dostat do nabídky kritérií, které budou odpovídat nám požadovaným podmínkám. Zde klikneme na „select parameters“ (označeno červeně kroužkem).

Poté se přeneseme do navigačního podokna, kde vybíráme ze záložek databáze specifická kritéria, jako je počet úmrtí pro kardiovaskulární systém, roky, a země (obrázek 13)

Obrázek 13 menu aplikace WHO



Zdroj: <http://apps.who.int/healthinfo/statistics/mortality/whodpms/>

Po navolení vhodných kritérií navigační podokno zmizí a vrátí se nám opět prvotní nabídka (obrázek 12) kde tentokrát vybereme záložku „Tables“ (označeno modře kroužkem).

Obdobně byla získána a zpracována i data pro incidenci.



Obrázek 14 tabulka WHO

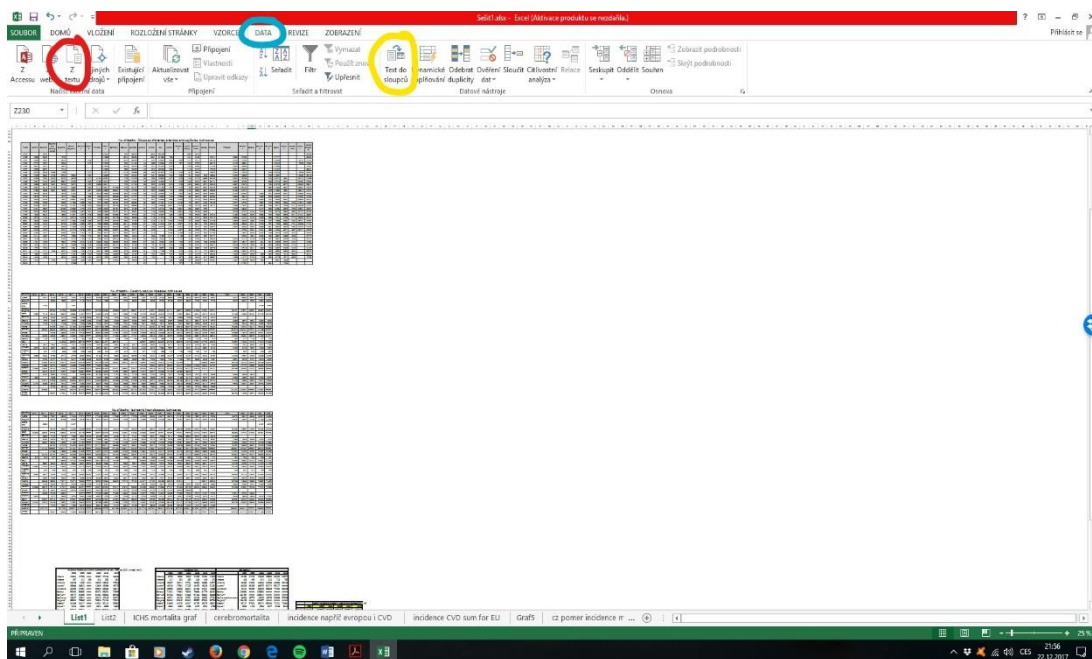
The screenshot shows the WHO Mortality Database interface. On the left, a list of countries is displayed with a dialog box titled "Choose selected items" overlaid. The dialog box has a red circle around the text "Choose selected items" and another red circle around the "OK" button. The main table on the right is titled "No. of deaths - Ischaemic heart diseases, both sexes" and shows data for various countries from 2010 to 2019. The "Send to" button at the top of the table is highlighted with a blue circle.

Country	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	
Albania						2138	294	3014	2227	2517	2549
Anguilla	2	9	4	4	4	4	8	3		2	4
Antigua and Barbuda	49	40	40		47	58	53	46	64	64	48
Argentina	15809	20139	20052	19441	19411	19415	18050	19465	19097	19477	18620
Armenia	8118	8370	8483	8421	8244	8212	8025	8146	8524		
Australia	53	42	47	51	49	41	37	41	48	45	37
Austria	20173	19709	20108	21526	21718	22087	23813	22956	23132		24544
Bahrain	14285	14837	15028	14918	14941	14833	14483	15093	14960	14944	14946
Bangladesh		197	177	180	174	160	155	127	156	128	1294
Barbados	86	101	123	124	90	102	113	111	92	102	125
Belarus		302	168	162	160	204	160	179	172	110	121
Belgium	48977	47618	46935	46935	51833	50755	48499	47533			
Belize		3227	3498	3593	3113	3274	3921	10275	10322	11490	11847
Benin		98	93	104	113	120	112	97	80	64	83
Bermuda	70	83	75	62	53	48	43	64	91	83	60
Bhutan											
Bolivia		3882		3197							
Bosnia and Herzegovina	10792	10670	10438	103475	99949	96380	95512	92357	90020	84935	86781
Brazil											
British Virgin Islands	177	138	113	148	137	135	135	103	98	87	105
Bruce Darussalam		12678	13852	12782	13330	13329	14425	15322	16513	17753	18378
Bulgaria			33873	33569	34936	33896	36934	36860	36966	38480	38311
Canada						111					
Cape Verde		11			10	15	18	20	14	19	14
Cayman Islands											
Chile	8102	7741	7933	7187	7789	7299	7425	8161	7943	7948	7967
Colombia	32351	31326	28373	28373	28373	27997	28729	27031	26763	26298	24711
Costa Rica	2969	2864	2864	2488	2378	2195	2188	2191	2310	2188	2321
Croatia	11509	10801	10772	11464	10866	11264	10942	10101	9876	9822	9949
Cuba		16390	15727	15464	15270	16030	15002	14109	15419	15380	16287
Cyprus		643	641	671	620	677	680	779	686	687	644
Czech Republic	26693	28039	27036	26893	26739	25178	25765	23844	26278	22952	23387
Denmark	3833	4125	4370	4460	5891	5439	5370	5934	6236	6711	7181
Dominica	24	26	36	26	27	28	33	45	56	44	30
Dominican Republic			5264	5049	4625	4094	3912	3508	3154	3813	3495
Ecuador	4430	2942	2068	2014	1994	2387	2795	2780	2625	2587	2296

Zdroj: <http://apps.who.int/healthinfo/statistics/mortality/whodpms/>

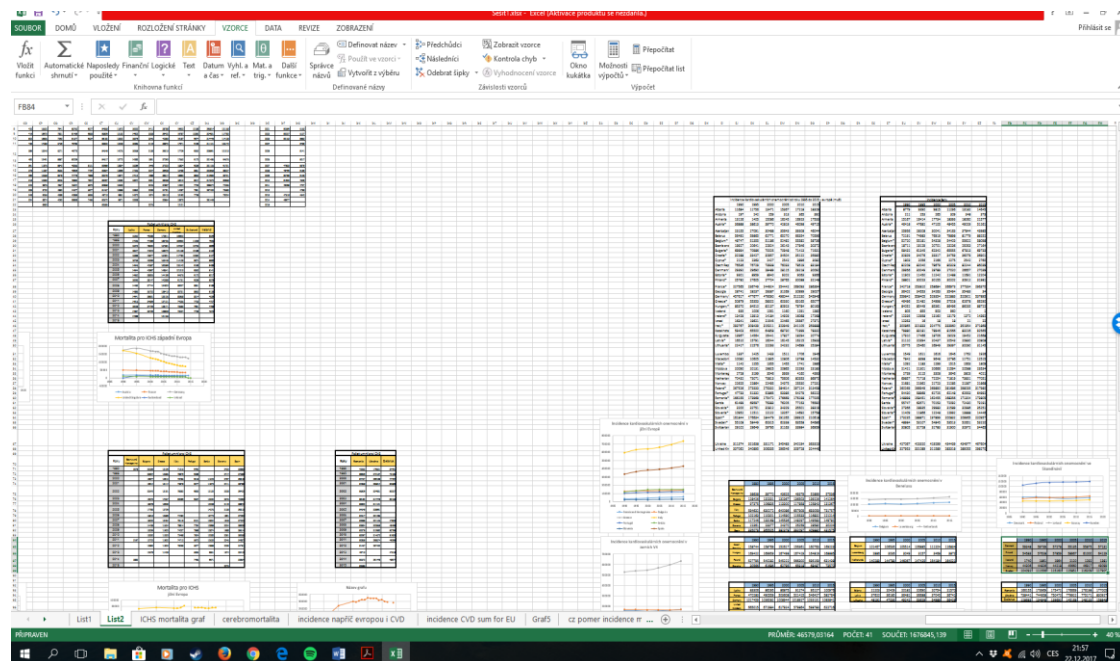
Poté se dostaneme do prvotní tabulky (obrázek 14), která je nicméně v takovoto podobě nepoužitelná a nedá se s ní nějak pracovat. Je nutné nejprve vybrat záložku „Choose selected parameters“ a poté „ok“ (zakroužkováno červeně). Poté se objeví tabulka, která musí být exportována do excelu (zakroužkováno modře) a následně v excelu tabulka převedena z textu na číselná data (obrázek 15) na kartě „data“ (zakroužkováno modře) pomocí možnosti „z textu“ a text „do sloupců“ (červeně a žlutě). Poté teprve převedením dat na další list lze pracovat se statistikami (obrázek 16)

Obrázek 15 převodění textu na data



Zdroj: Vlastní

Obrázek 16 data k zpracování



Zdroj: Vlastní

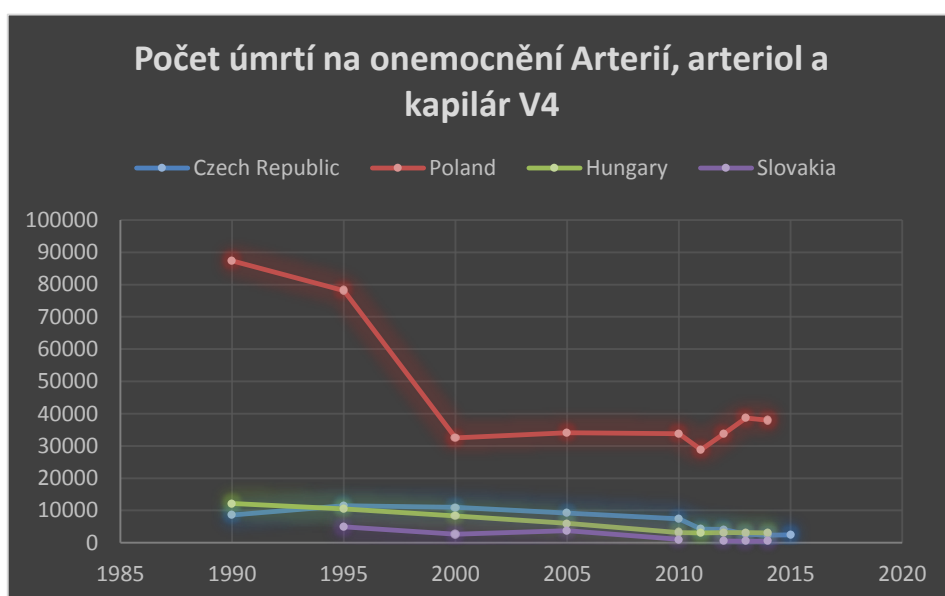
## 7.2.1 Mortalita u zemí Visegradské čtyřky

Tabulka 1: Mortalita na onemocnění Arterií, arterioli a kapilár Visegradské 4

počet úmrtí - onemocnění Arterií, Arterioli				
Roky	Czech Republic	Poland	Hungary	Slovakia
1990	8603	87376	12124	
1995	11483	78138	10506	4887
2000	10943	32479	8303	2628
2005	9204	34105	5977	3707
2010	7361	33770	3168	1058
2011	4230	28843	3036	
2012	4126	33653	3102	608
2013	2653	38607	3135	470
2014	2350	37931	3076	485
2015	2450			

Zdroj: Vlastní

Graf 1 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arterioli a kapilár u Visegradské 4



Zdroj: Vlastní

V tabulce a grafu č. 1 jsme se zaměřili na mortalitu u onemocnění Arterií, arterioli a kapilár v regionu tzv. Visegradské 4, do kterého spadají: Polsko (Poland), Česká republika (Czech Republic), Slovensko (Slovakia) a Maďarsko (Hungary).

Z dat tabulky a spojnic grafu je možno vyčíst, že v průběhu let mortalita celkově v regionu klesá z dlouhodobého hlediska. Mírně se během let 2012, 2013 a 2014 zvýšila v Polsku a Maďarsku, ale celkově je stále spíše v klesajícím trendu. Nejlépe na tom z nám dostupných dat je Slovensko, kde mortalita v posledních letech opravdu výrazně klesla. Česká republika jeví známky celkového dlouhodobého poklesu vyjma roku 2015, který byl bohužel v mortalitě horší než rok 2014, avšak pouze o 100 případů.

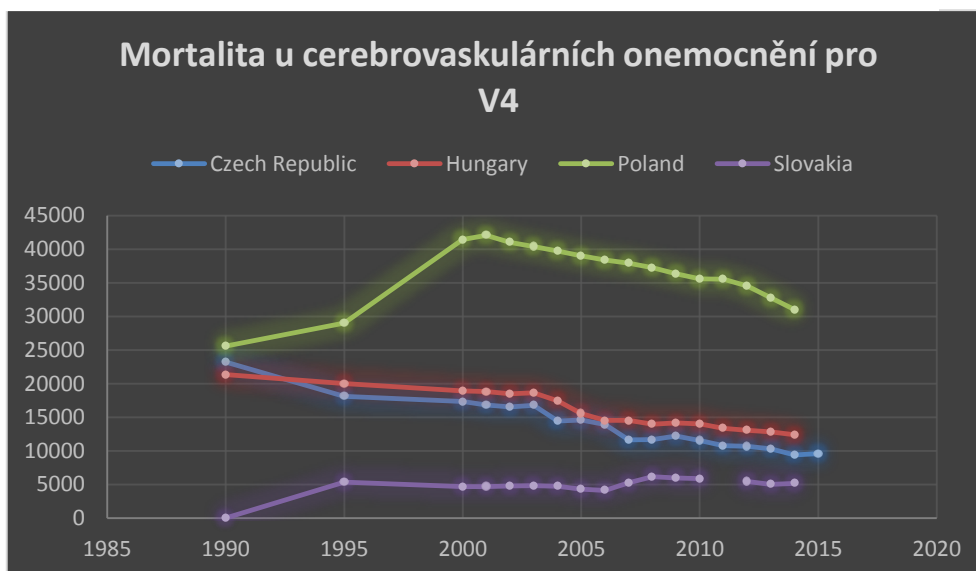
Celkově lze tedy říci, že se v tomto regionu mortalita stabilně snižuje a tedy se pohybuje tím správným a žádoucím směrem, kromě Polska kde od roku 2000 dochází ke stagnaci a střídá se pokles a růst.

*Tabulka2: Mortalita na cerebrovaskulární onemocnění Visegradské 4*

Počet umrtí pro cerebrovaskulární onemocnění				
Roky	Czech Republic	Hungary	Poland	Slovakia
1990	23192	21347	25576	
1995	18139	20013	29035	5368
2000	17343	18939	41443	4677
2001	16845	18821	42071	4692
2002	16536	18510	41033	4763
2003	16793	18626	40407	4833
2004	14466	17467	39749	4746
2005	14588	15557	39012	4321
2006	13917	14536	38381	4124
2007	11640	14524	37933	5243
2008	11685	13996	37248	6170
2009	12192	14145	36364	5981
2010	11567	14001	35570	5856
2011	10803	13369	35562	
2012	10669	13081	34541	5455
2013	10316	12828	32762	5039
2014	9410	12390	31009	5187
2015	9586			

*Zdroj: Vlastní*

Graf 2 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění pro země Visegrádské 4



Zdroj: Vlastní

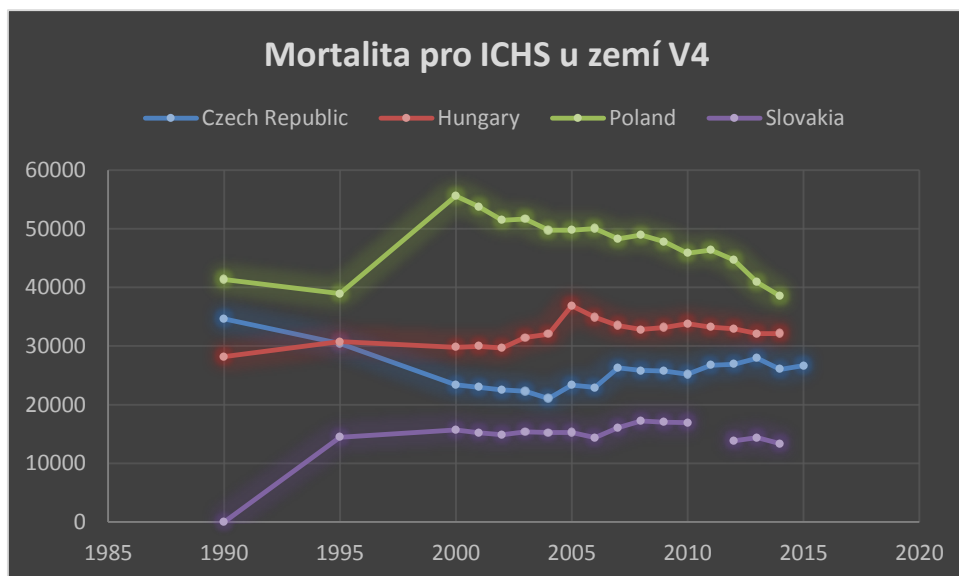
V tabulce a grafu č. 2 lze vypořadovat u mortality na cerebrovaskulární onemocnění, že Slovensko dlouhodobě stagnuje a drží si počet úmrtí okolo 5000 v horizontu delším než 15 let. U Polska lze pozorovat malý nárůst mortality mezi roky 1995 a 2000, ale poté mortalita klesá a v roce 2014 je na podobné úrovni jako v roce 1995. U Maďarska a České republiky můžeme pozorovat dlouhodobější mírný pokles, který vypadá příznivě, jelikož je pravidelný bez větších výkyvů. Porovnáme-li Polsko a Českou republiku, lze vypořadovat, že v roce 1990 byla mortalita podobná, ale během 10 let se poměr změnil, kdy v Polsku mortalita skoro dvojnásobně vzrostla, zatímco v České republice mortalita stabilně klesla. Celkově v tomto regionu mortalita klesá. Pro nás poměrně dobré zjištění je to, že České republice se poměrně dobře v tomto směru daří a mortalita v roce 2015 je více než 2x nižší oproti roku 1995. U Maďarska je situace obdobná a rovněž je zde mortalita v roce 2015 skoro dvakrát nižší než v roce 1995. Porovnáme-li tabulku č. 1 s tabulkou č. 2, můžeme konstatovat, že mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění je vyšší ve všech zemích oproti mortalitě u onemocnění Arterií, arteriol a kapilár ve všech společně sledovaných letech.

Tabulka 3: Mortalita na onemocnění ICHS Visegradské 4

Počet umrtí pro ICHS				
Roky	Czech Republic	Hungary	Poland	Slovakia
1990	34646	28191	41369	
1995	30442	30742	38923	14465
2000	23384	29799	55575	15688
2001	22971	29962	53760	15222
2002	22504	29674	51469	14902
2003	22285	31447	51677	15379
2004	21056	32024	49753	15256
2005	23367	36893	49773	15265
2006	22952	34910	50029	14383
2007	26278	33514	48266	16089
2008	25844	32828	48909	17226
2009	25765	33186	47775	17012
2010	25178	33842	45832	16944
2011	26739	33230	46344	
2012	26893	32951	44677	13862
2013	27936	32104	40869	14370
2014	26039	32139	38538	13338
2015	26659			

Zdroj: Vlastní

Graf 3 Mortalita pro onemocnění ICHS u zemí Visegradské 4



Zdroj: Vlastní

Z tabulky a grafu č. 3 znázorňující mortalitu na ICHS u zemí Visegradské 4 je patrné, že v tomto případě se mortalita u zemí Maďarska, Slovenska a České republiky stagnující, kde se střídá mírný nárůst a pokles, avšak v horizontu 20 let od roku 1995 je křivka grafu skoro neměnná. U Polska je vidět prudký nárůst mortality mezi lety 1995 a 2000, nicméně je jako u jediné z těchto 4 zemí vidět stabilní pokles mortality od roku 2000. To však nezamaskuje fakt, že v roce 2014 je mortalita u Polska přibližně stejná jako v roce 1995. Znepokojivé je zjištění, že v České republice od roku 2006 dlouhodobě mortalita narůstá a nedostala se pod hranici 22952, která právě byla v tomto roce zjištěna. Pro srovnání, zbylé tři země se dostali od roku 2006 pod hodnoty naměřené v témže roce minimálně dvakrát.

Porovnáme-li mortalitu v tomto regionu u všech tří kritérií (tabulky č. 1- č. 3) jednoznačně můžeme říct, že ICHS představují největší hrozbu z hlediska mortality. Nejen že je daleko větší případ úmrtí, ale křivka nemá ani klesající tendenci spíše se drží v určitém rozmezí, kdy kolísá nahoru a dolů (lze vypořadovat v grafu č. 3).

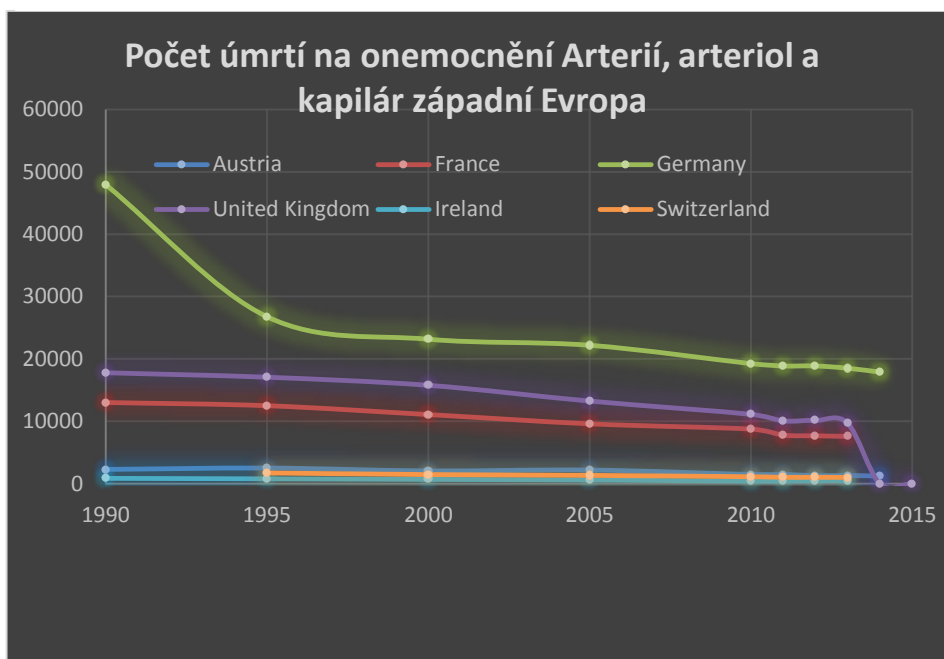
## 7.2.2 Mortalita u zemí západní Evropy

Tabulka 4: Mortalita na onemocnění Arterií, arterioli a kapilár v západní Evropě

počet umrtí - onemocnění Arterií, Arterioli						
Roky	Austria	France	Germany	United Kingdom	Ireland	Switzerland
1990	2281	13017	47928	17810	888	
1995	2499	12504	26761	17089	808	1738
2000	2042	11093	23148	15794	716	1473
2005	2182	9613	22177	13262	618	1342
2010	1472	8774	19240	11134	431	1123
2011	1477	7808	18862	10070	440	1033
2012	1282	7705	18859	10151	492	1033
2013	1316	7599	18504	9708	495	1020
2014	1212		17877			
2015						

Zdroj: Vlastní

Graf 4 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v západní Evropě



Zdroj: Vlastní

V tabulce a grafu č. 4 můžeme pozorovat mortalitu na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v zemích západní Evropy: Německo (Germany), Rakousko (Austria), Francie (France), Spojené království (United Kingdom), Irsko (Ireland) a Švýcarsko (Switzerland). Bohužel se nepodařilo získat data pro rok 2015 ani u jedné ze zemí, proto jsou v tabulce místa ponechána prázdná. Nicméně pozorování trendu zdali mortalita klesá, jsou data vyhovující a prokazují, že situace je zde obdobná jako u zemí V4 a rovněž má klesající tendenci. Za zmínku stojí, že Irsko, Švýcarsko, Spojené Království (United Kingdom), Německo a Francie má prokazatelně od roku nižší mortalitu a žádný následující rok po předchozím neměl vyšší mortalitu. Rakousko mě menší výkyvy v rámci stovek případů.

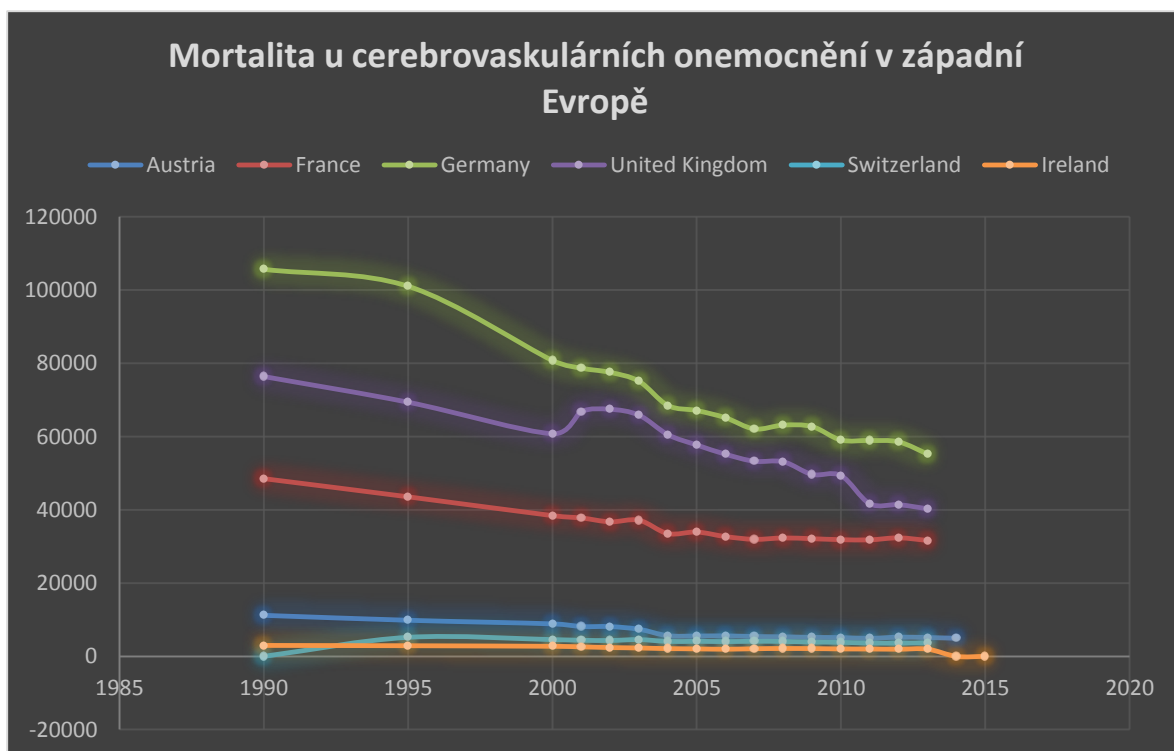


Tabulka 5: Mortalita na cerebrovaskulární onemocnění pro země západní Evropy

Počet umrtí pro cerebrovaskulární onemocnění						
Roky	Austria	France	Germany	United Kingdom	Switzerland	Ireland
1990	11199	48528	105669	76420		2971
1995	9857	43553	101034	69400	5208	2892
2000	8869	38404	80786	60795	4578	2738
2001	8153	37769	78691	66838	4396	2584
2002	8123	36702	77519	67470	4339	2394
2003	7401	37141	75114	65868	4582	2276
2004	5658	33487	68498	60551	4083	2106
2005	5564	33906	67117	57728	4113	2037
2006	5611	32652	65133	55187	4033	1947
2007	5423	31908	62085	53269	4125	2078
2008	5358	32277	63127	53143	4077	2142
2009	5184	32076	62727	49682	3911	2114
2010	5143	31810	59066	49374	3839	2015
2011	4934	31763	58925	41669	3635	1993
2012	5246	32311	58556	41401	3616	1935
2013	5150	31599	55232	40287	3703	1959
2014	4944					
2015						

Zdroj: Vlastní

Graf 5 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění u zemí západní Evropy



Zdroj: Vlastní

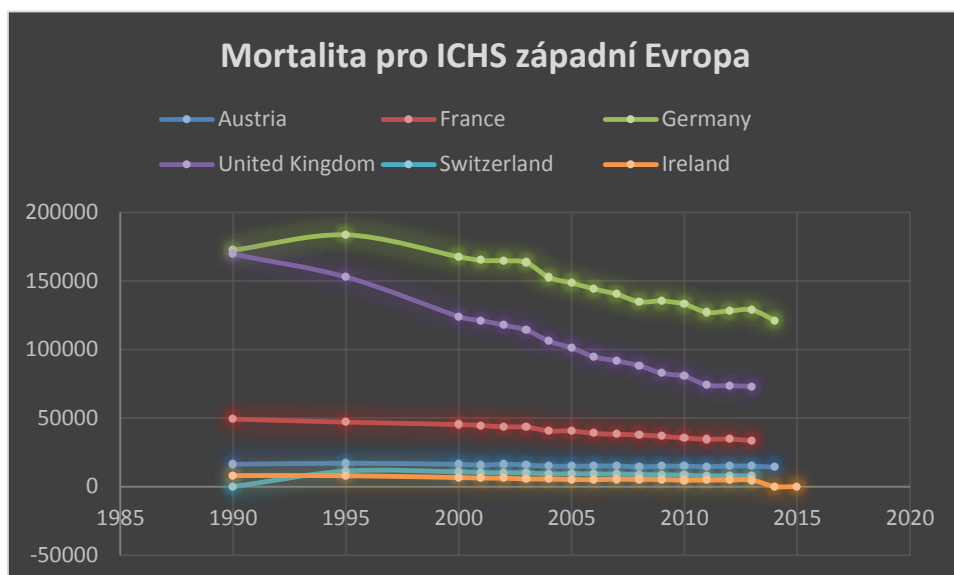
Z tabulky a grafu č. 5 lze jednoznačně konstatovat, že mortalita ve všech námi sledovaných zemích západní Evropy klesá. Zajímavé je zjištění, že u Německa, Spojeného Království a Rakouska od roku 1995 do roku 2013 klesla mortalita o více než polovinu. U Švýcarska, Irska a Francie je pokles mortality spíše pozvolný. Porovnáme-li tabulky č. 4 a č. 5 zjistíme, že mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění je o velký počet případů vyšší pro každou zemi, oproti mortalitě na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár.

Tabulka 6 Mortalita na onemocnění ICHS pro země západní Evropy

Počet umrtí pro ICHS						
Roky	Austria	France	Germany	United Kingdom	Switzerland	Ireland
1990	16260	49288	172511	169520		8039
1995	17026	47055	183736	152930	11208	7926
2000	16242	45330	167681	124067	10706	6589
2001	15647	44542	165070	121168	10188	6163
2002	16355	43577	164801	117782	10050	6107
2003	15769	43399	163445	114128	9974	5583
2004	14946	40657	152659	106142	9198	5485
2005	14944	40597	148641	101213	9362	5141
2006	14960	38806	144189	94676	9172	5017
2007	15093	38147	140388	91731	9035	5375
2008	14453	37744	134822	88227	8861	5185
2009	14853	36700	135413	82731	8562	5128
2010	14941	35531	133126	80568	8314	4625
2011	14516	34539	127101	74036	7703	4707
2012	15028	34729	128171	73683	7991	4758
2013	14837	33429	128808	73024	7725	4642
2014	14285		121166			
2015						

Zdroj: Vlastní

Graf 6 Mortalita u onemocnění ICHS u zemí západní Evropy



Zdroj: Vlastní

Při bližším pohledu na graf a tabulku č. 6 můžeme dojít k závěru, že ICHS u vybraných zemí západní Evropy má klesající mortalitu většina. Rakousko má mortalitu mírně stagnující. Z hlediska celkového poklesu mortality u ICHS nejlépe Irsko a Velká Británie (United Kingdom). U obou pozorovaných zemí mortalita klesla nejvýrazněji oproti zbylým čtyřem. Z grafu lze vyčíst uspokojivý fakt, že křivky jsou stabilní a směřují nížko, to znamená skutečnost, že tento region se s mortalitou u ICHS zvládá vypořádat. Další zajímavý fakt je ten, že Francie i přes svoji celkovou populaci podobnou Německu a Británii má mortalitu na ICHS skoro trojnásobně nižší než zmíněné země.

Porovnáme-li tabulky č. 5 a č. 6 je na první pohled vidět že mortalita na ICHS je vyšší u všech zemí ve všech obdobích oproti mortalitě na cerebrovaskulární onemocnění. Irsko a Velká Británie má rozdíl mezi mortalitami z daného regionu nejvyšší. Naopak Francie má mortality no obě onemocnění velice podobné a je v tomto směru zajímavý fakt že mortalita u ICHS v této zemi není tak dramatická, jak by se mohlo očekávat.

Vezme-li v potaz celkovou mortalitu v regionu, jednoznačně nejvyšší je opět mortalita u ICHS následovaná mortalitou u cerebrovaskulárních onemocnění a nejnižší mortalita je opět u onemocnění Arterií, arteriol a kapilár.

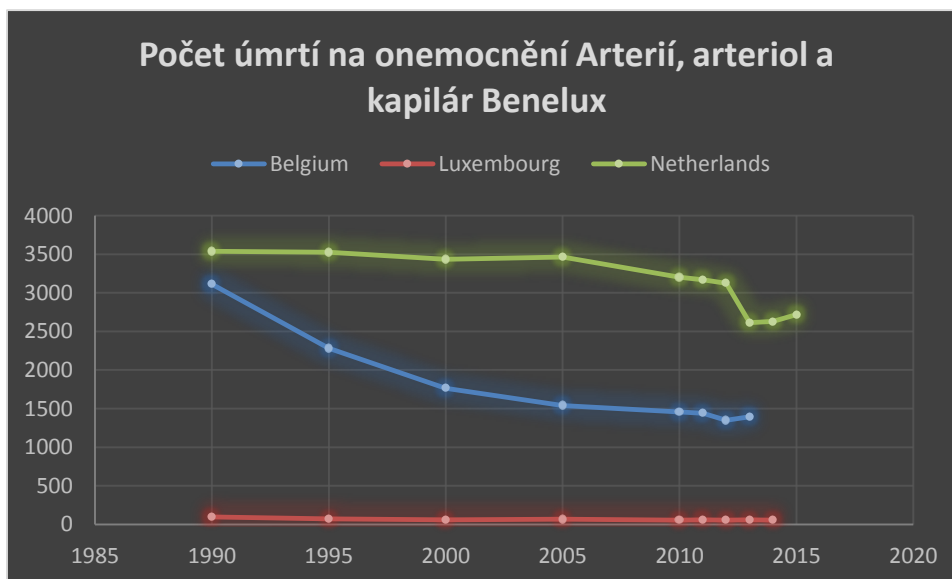
### 7.2.3 Mortalita u zemí Beneluxu

Tabulka 7 Počet úmrtí u onemocnění Arterií, arteriol a kapilár u zemí Beneluxu

počet umrtí - onemocnění Arterií, Arteriol			
Roky	Belgium	Luxembourg	Netherlands
1990	3112	96	3537
1995	2280	70	3524
2000	1765	58	3434
2005	1541	65	3462
2010	1455	56	3202
2011	1441	59	3171
2012	1348	53	3124
2013	1396	58	2615
2014		54	2628
2015			2718

Zdroj: Vlastní

Graf 7 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v Beneluxu



Zdroj: Vlastní

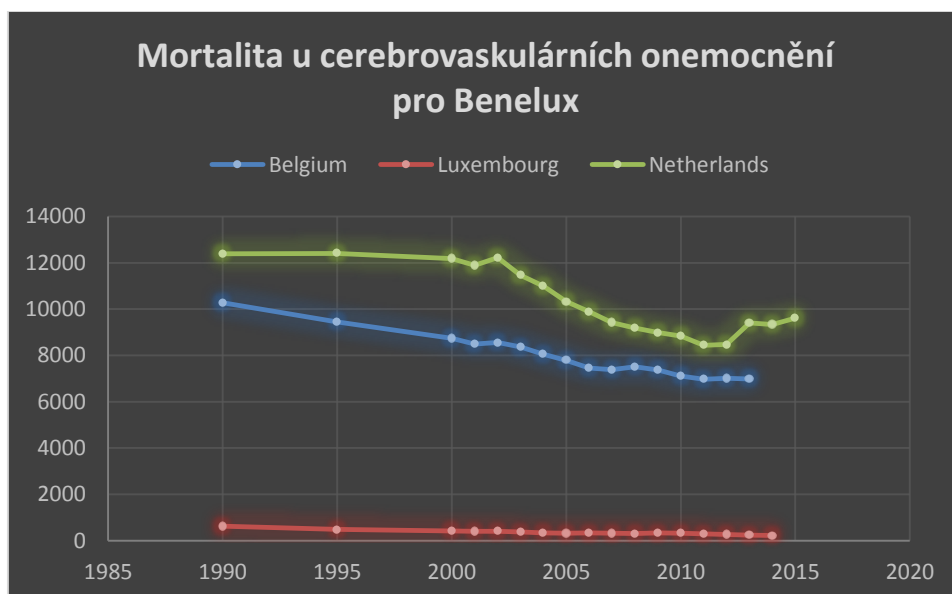
V tabulce a grafu č. 7 můžeme pozorovat mortalitu na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v zemích Beneluxu: Belgie (Belgium), Lucembursko (Luxembourg), Holandsko (Netherlands). U dvou zkoumaných zemí opět mortalita klesá, zejména v Belgii je tendence klesání nejstrmější. V Holandsku poslední tři zkoumané roky (2013, 2014, 2015) opět mírně roste, avšak z dlouhodobého hlediska klesá a je tudíž možné že bude klesat i nadále. Lucembursko vzhledem k malému počtu obyvatel má mortalitu víceméně stagnující a velmi nízkou.

Tabulka 8 Počet úmrtí pro cerebrovaskulární onemocnění u zemi Beneluxu

Počet umrtí pro cerebrovaskulární onemocnění			
Roky	Belgium	Luxembourg	Netherlands
1990	10276	624	12392
1995	9446	482	12409
2000	8738	419	12184
2001	8495	400	11890
2002	8558	410	12222
2003	8366	377	11469
2004	8053	341	10990
2005	7792	319	10326
2006	7457	334	9882
2007	7388	316	9419
2008	7515	303	9185
2009	7375	333	8983
2010	7113	328	8839
2011	6974	290	8440
2012	7009	268	8472
2013	6985	245	9400
2014		224	9336
2015			9609

Zdroj: Vlastní

Graf 8 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění pro Benelux



Zdroj: Vlastní

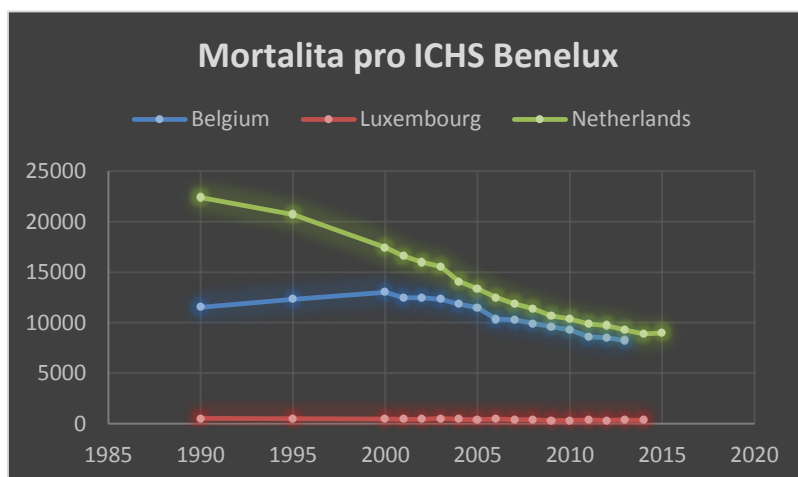
U grafu a tabulky č. 8 pozorujeme, že Holandsko od roku 2009 má mortalitu rostoucí, naopak Belgie a Lucembursko má mortalitu zvolna klesající dlouhodobě od roku 1990 až do let 2013 a 2014, které jsou poslední dostupná pro sběr našich dat. Srovnáme-li tabulku č. 7 a č. 8, lze jednoznačně říci, že mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění v Beneluxu je jednoznačně vyšší než u arteriálních onemocnění.

Tabulka 9 Počet úmrtí pro ICHS u zemí Beneluxu

Počet umrtí pro ICHS			
Roky	Belgium	Luxembourg	Netherlands
1990	11526	499	22396
1995	12322	470	20723
2000	13017	455	17443
2001	12459	422	16600
2002	12483	419	15973
2003	12309	502	15536
2004	11847	425	14083
2005	11490	389	13343
2006	10332	452	12491
2007	10275	391	11876
2008	9921	378	11387
2009	9574	299	10665
2010	9310	315	10382
2011	8593	343	9876
2012	8498	305	9720
2013	8227	348	9266
2014		324	8874
2015			8982

Zdroj: Vlastní

Graf 9 Mortalita pro ICHS u zemí Beneluxu



Zdroj: Vlastní

Z tabulky a grafu č. 9 vidíme, že mortalita u ICHS rovněž klesla ve všech zemích Beneluxu. Porovnáme-li tabulku č. 9 s tabulkou č. 8, dojdeme k překvapivým výsledkům. Holandsko v letech 2013, 2014 a 2015 má vyšší mortalitu u cerebrovaskulárních onemocnění než mortalitu u ICHS. Mortalita u ICHS v tomto regionu není dramaticky rozdílná od mortality cerebrovaskulárních onemocnění.

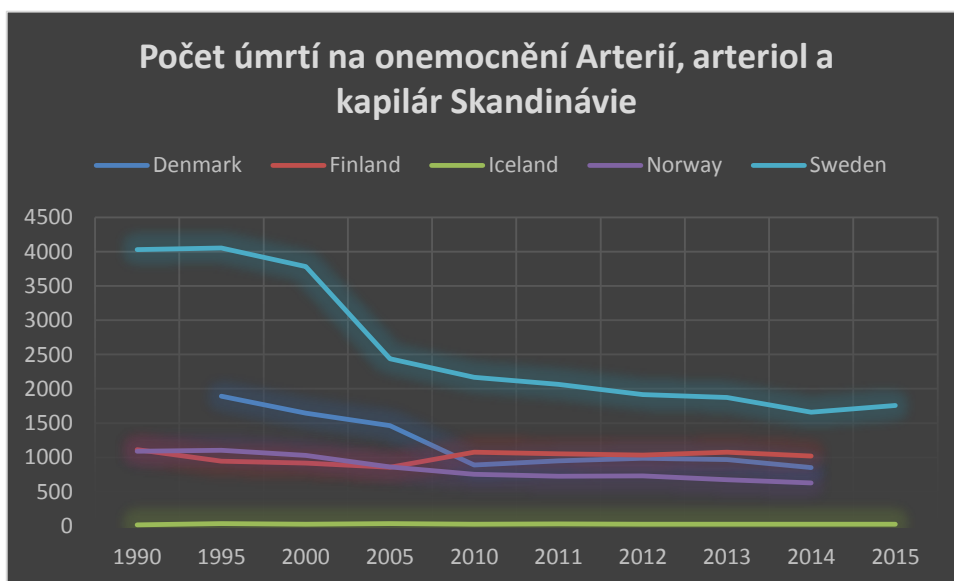
#### 7.2.4 Mortalita u zemí Skandinávie

Tabulka 10 Počet úmrtí u onemocnění Arterií, Arterií u zemí Skandinávie

počet umrtí - onemocnění Arterií, Arterií					
Roky	Denmark	Finland	Iceland	Norway	Sweden
1990		1111	19	1091	4031
1995	1890	947	36	1106	4053
2000	1643	919	28	1028	3780
2005	1464	856	35	863	2436
2010	890	1076	28	754	2169
2011	948	1051	31	727	2066
2012	988	1036	25	731	1915
2013	970	1075	24	674	1874
2014	853	1022	26	629	1660
2015			27		1756

Zdroj: Vlastní

Graf 10 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arterií a kapilár ve Skandinávii



Zdroj: Vlastní

V tabulce a grafu č. 10 můžeme pozorovat mortalitu na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v zemích Skandinávie: Dánsko (Denmark), Finsko (Finland), Island (Iceland), Norsko (Norway) a Švédsko (Sweden). Island vzhledem k nízké populaci země má mortalitu opravdu nízkou a stagnující. Finsko a Dánsko od roku 1990 do 2010 mělo mortalitu v klesajícím trendu, ale od roku 2010 opět mírně vzrostla a má tendenci spíše stagnovat na přibližně stejném počtu případů. Zbylé skandinávské země (Švédsko, Norsko) vykazují stabilní pokles mortality.

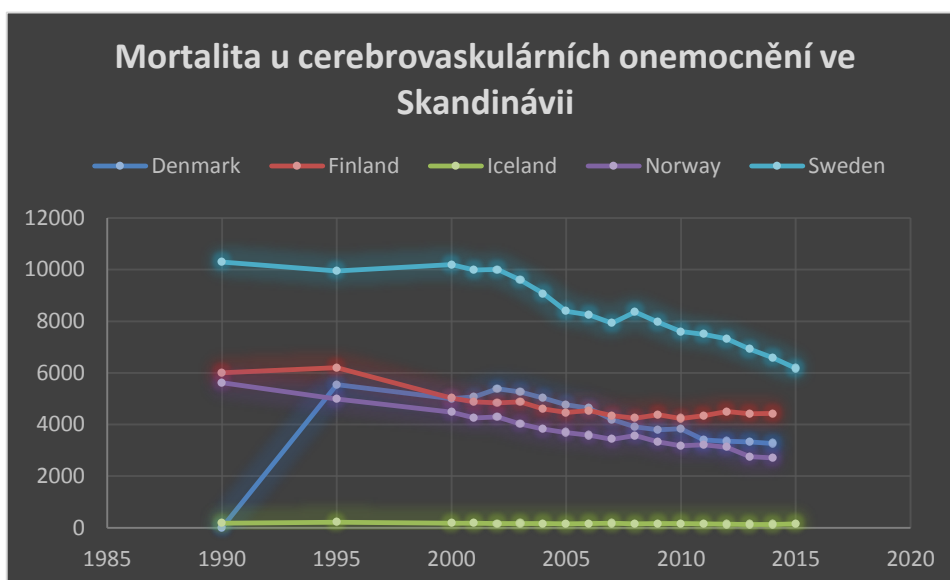
*Tabulka 11 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění v zemích Skandinávie*

Počet umrtí pro cerebrovaskulární onemocnění					
Roky	Denmark	Finland	Iceland	Norway	Sweden
1990		6010	179	5622	10294
1995	5543	6197	219	4987	9948
2000	4994	5020	177	4481	10193
2001	5070	4871	180	4262	9986
2002	5384	4838	164	4296	10003
2003	5266	4877	169	4021	9604
2004	5025	4606	160	3828	9075
2005	4766	4461	150	3688	8388
2006	4632	4538	159	3583	8252
2007	4193	4346	175	3430	7930
2008	3912	4246	147	3570	8364
2009	3800	4380	159	3330	7964
2010	3840	4235	162	3180	7602
2011	3400	4346	151	3214	7497
2012	3346	4498	134	3116	7313
2013	3328	4419	132	2754	6919
2014	3266	4428	130	2705	6588
2015			154		6175

*Zdroj: Vlastní*



Graf 11 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění v zemích Skandinávie



Zdroj: Vlastní

Z tabulky a grafu č. 11 můžeme vyčíst, že největší mortalita ve Skandinávii u cerebrovaskulárních onemocnění postihuje Švédsko, které má zhruba o polovinu větší mortalitu než zbylé země v letech 2000-2010 (nepočítáme-li Island z důvodu malého počtu obyvatel a celkově nízké mortality). Od roku 2010 ve švédsku mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění výrazně klesá. Finsko, Dánsko a Norsko jsou na tom obdobně, avšak Finsko má mortalitu od roku 2005 stagnující kolem 4500 případů.

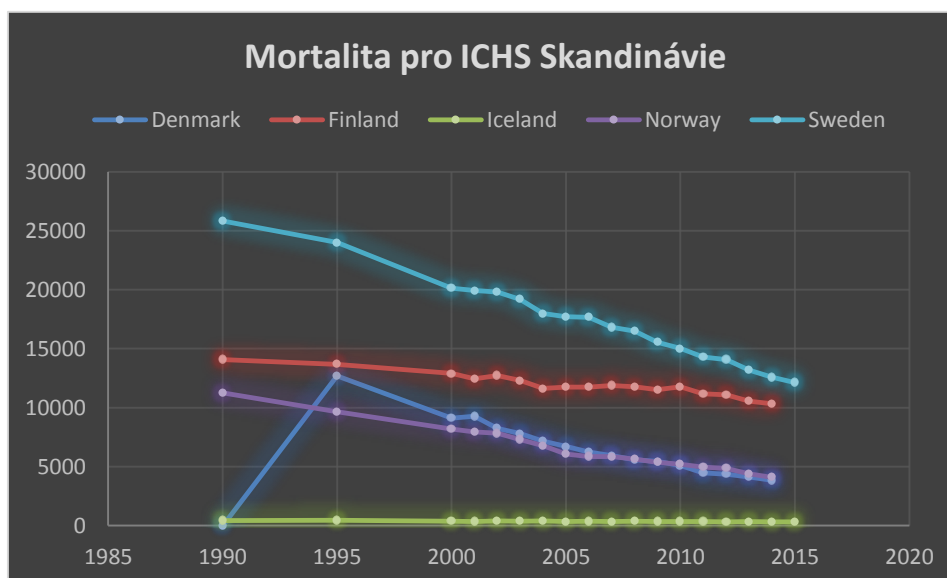
V porovnání s tabulkou č. 10 je mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění jednoznačně vyšší než u onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v celém sledovaném regionu po celé období. Pozn.: Dánsko nemá mezi roky 1995 a 1990 výrazný nárůst jak ukazuje graf, ale dříve než v roce 1995 nevidovalo tuto statistiku. Graf se v tomto případě chová, jakože v roce 1990 bylo nula případů, což je fakticky nemožné a jedná se o grafickou odchylku.

Tabulka 12 Počet úmrtí na ICHS v zemích Skandinávie

Počet umrtí pro ICHS					
Roky	Denmark	Finland	Iceland	Norway	Sweden
1990		14083	437	11246	25819
1995	12678	13670	441	9647	23995
2000	9111	12900	385	8182	20128
2001	9266	12433	352	7941	19922
2002	8251	12730	395	7821	19787
2003	7795	12306	384	7292	19187
2004	7161	11624	391	6769	17971
2005	6711	11728	336	6071	17709
2006	6236	11733	363	5857	17660
2007	5934	11887	343	5842	16804
2008	5570	11761	375	5636	16488
2009	5439	11534	350	5378	15552
2010	5091	11767	358	5206	15012
2011	4460	11169	356	4967	14304
2012	4370	11099	324	4852	14087
2013	4129	10552	344	4389	13190
2014	3833	10337	316	4092	12573
2015			314		12121

Zdroj: Vlastní

Graf 12 Mortalita u ICHS v zemích Skandinávie



Zdroj: Vlastní

Přezkoumáme-li tabulku a graf č. 12, lze pozorovat, že Švédsko má nejvyšší mortalitu u ICHS v regionu, zato se mu daří jí v průběhu let nejvíce snižovat oproti ostatním státům v regionu. Mortalita u ICHS v regionu má celkově klesající tendenci. Norsko a Dánsko má obdobný vývoj. Finsko a Island má pokles mortality nejméně výrazný v regionu.

Porovnáme-li tabulku č. 12 s tabulkou č. 11, dojdeme k několika zjištěním. První zjištění je, že Dánsko v roce 2014 má mortalitu u ICHS jen o několik stovek případů větší, nežli u cerebrovaskulárních onemocnění. Druhé zjištění je, že ICHS má v regionu u celkově vyšší mortalitu než cerebrovaskulární onemocnění. Třetí zjištění je, že v roce 2015 je mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění zhruba poloviční oproti mortalitě ICHS. Region jako celek prokazuje celkový pokles mortality a je tedy na dobré cestě v boji proti vaskulárním onemocněním obecně. Je vhodné zmínit „skoky“ grafu č. 11 a č. 12 pro Dánsko v roce 1990 a 1995, zde je skok uměle vytvořený kvůli absencím dat pro rok 1990, které bohužel nejsou dohledatelné.

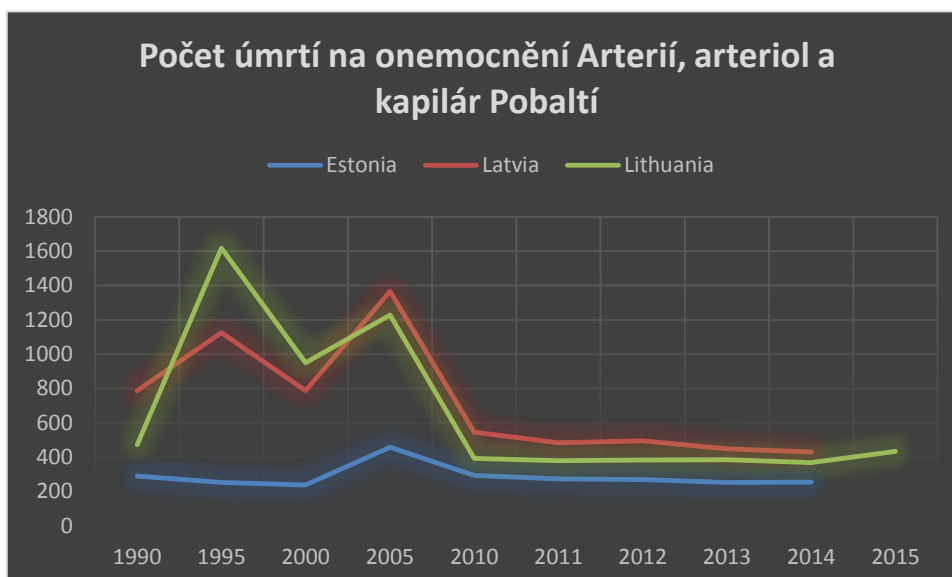
## 7.2.5 Mortalita u zemí v Pobaltí

Tabulka 13 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v Pobaltí

počet umrtí - onemocnění Arterií, Arteriol			
Roky	Estonia	Latvia	Lithuania
1990	289	787	472
1995	253	1125	1618
2000	237	787	950
2005	457	1366	1228
2010	294	546	392
2011	272	483	379
2012	269	495	383
2013	252	448	384
2014	255	430	368
2015			434

Zdroj: Vlastní

Graf 13 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v Pobaltí



Zdroj: Vlastní

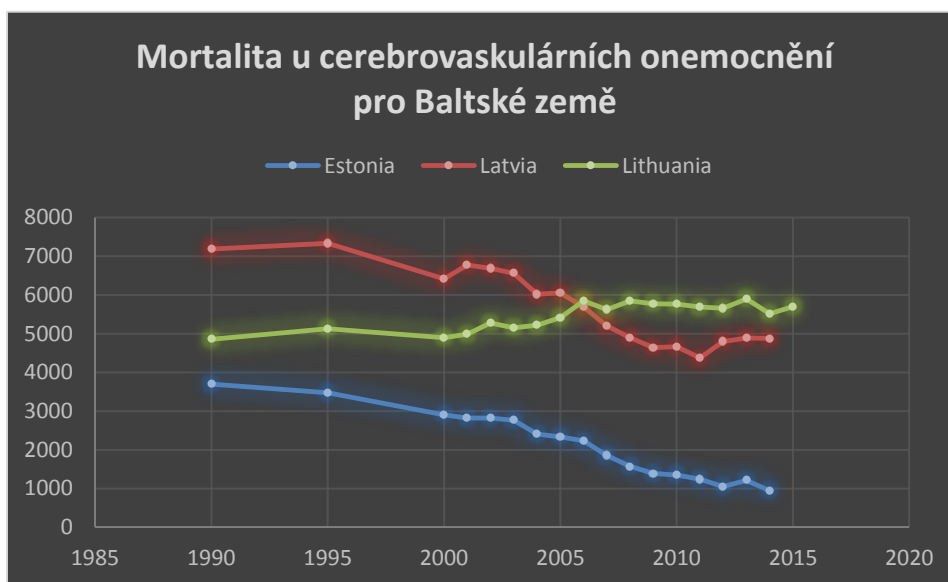
V tabulce a grafu č. 13 můžeme pozorovat mortalitu na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v zemích Pobaltí: Estonsko (Estonia), Litva (Lithuania) a Lotyšsko (Latvia). Od roku 1990 do roku 2005 můžeme pozorovat znepokojivé výkyvy v mortalitě u všech tří zemí. Při bližším pohledu do tabulek, ale můžeme vidět, že výkyv je v rámci stovek případů u Lotyšska a Litvy. Od roku 2010 můžeme pozorovat uspokojivý pokles mortality u všech tří zemí.

Tabulka 14 Počet úmrtí na cerebrovaskulární onemocnění v Pobaltí

Počet úmrtí pro cerebrovaskulární onemocnění			
Roky	Estonia	Latvia	Lithuania
1990	3695	7186	4854
1995	3474	7330	5125
2000	2904	6414	4897
2001	2816	6772	4986
2002	2815	6685	5273
2003	2764	6555	5152
2004	2403	6017	5216
2005	2334	6049	5410
2006	2228	5684	5844
2007	1853	5203	5621
2008	1570	4894	5843
2009	1385	4636	5773
2010	1348	4660	5759
2011	1239	4371	5686
2012	1049	4796	5653
2013	1209	4887	5897
2014	944	4874	5510
2015			5694

Zdroj: Vlastní

Graf 14 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění pro Baltské země



Zdroj: Vlastní

Podíváme-li se na tabulku a graf č. 14, je vidět, že Lotyšsko mezi lety 1990 a 2000 má mortalitu u cerebrovaskulárních onemocnění nejvyšší ze sledovaných států v regionu Pobaltí. Nicméně mortalita v této zemi stabilně klesá, stejně jako je tomu v Estonsku.

Znepokojivé je, že mortalita na cerebrovaskulární onemocnění v Litvě mírně narůstá, zejména v období let 2000-2015.

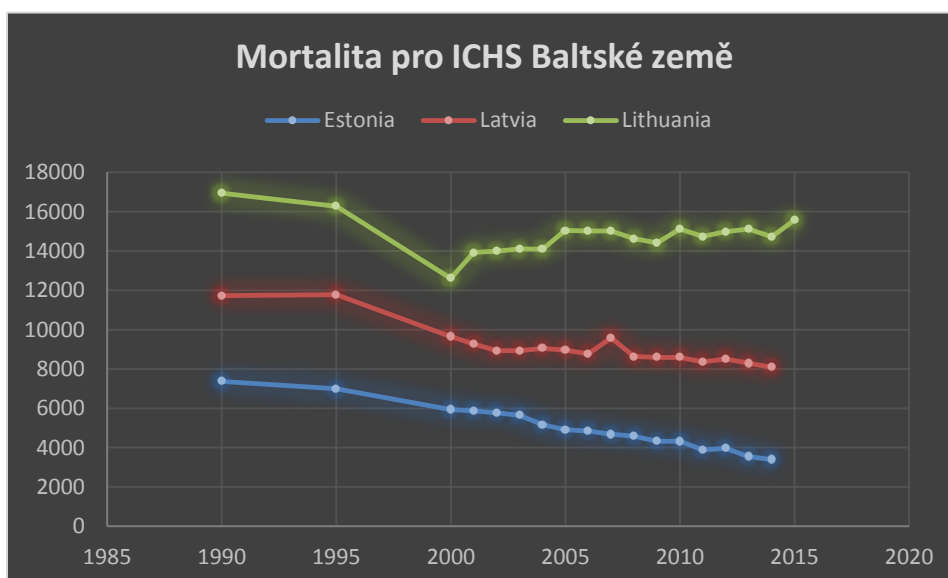
Porovnáme-li tabulky č. 14 a č. 13 je jednoznačně vidět že mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění v tomto regionu je několikanásobně vyšší nežli u onemocnění Arterií, arteriol a kapilár.

*Tabulka 15 počet úmrtí u ICHS v Pobaltí*

Počet umrtí pro ICHS			
Roky	Estonia	Latvia	Lithuania
1990	7376	11729	16943
1995	6987	11777	16278
2000	5940	9656	12613
2001	5879	9275	13922
2002	5779	8925	13988
2003	5645	8926	14101
2004	5168	9047	14096
2005	4912	8968	15049
2006	4854	8771	15026
2007	4681	9586	15013
2008	4588	8638	14633
2009	4332	8593	14417
2010	4323	8591	15112
2011	3887	8366	14743
2012	3971	8516	14985
2013	3545	8292	15122
2014	3404	8087	14729
2015			15566

*Zdroj: Vlastní*

Graf 15 Mortalita u ICHS pro Baltské země



Zdroj: Vlastní

Z tabulky a grafu č. 15 můžeme vidět, že Lotyšsko a Estonsko jeví klesající tendenci ohledně mortality u ICHS, ale Litva od roku 2000 jeví mírný nárůst mortality, přičemž rok 1990 a rok 2015 mají skoro podobné hodnoty, kde v roce 2015 je pouze o zhruba 1400 případů mortality méně než v roce 1995.

Porovnáme-li tabulky č. 14 a č. 15 je jednoznačné, že mortalita u ICHS v tomto regionu je ve všech obdobích vyšší nežli u cerebrovaskulárních onemocnění.

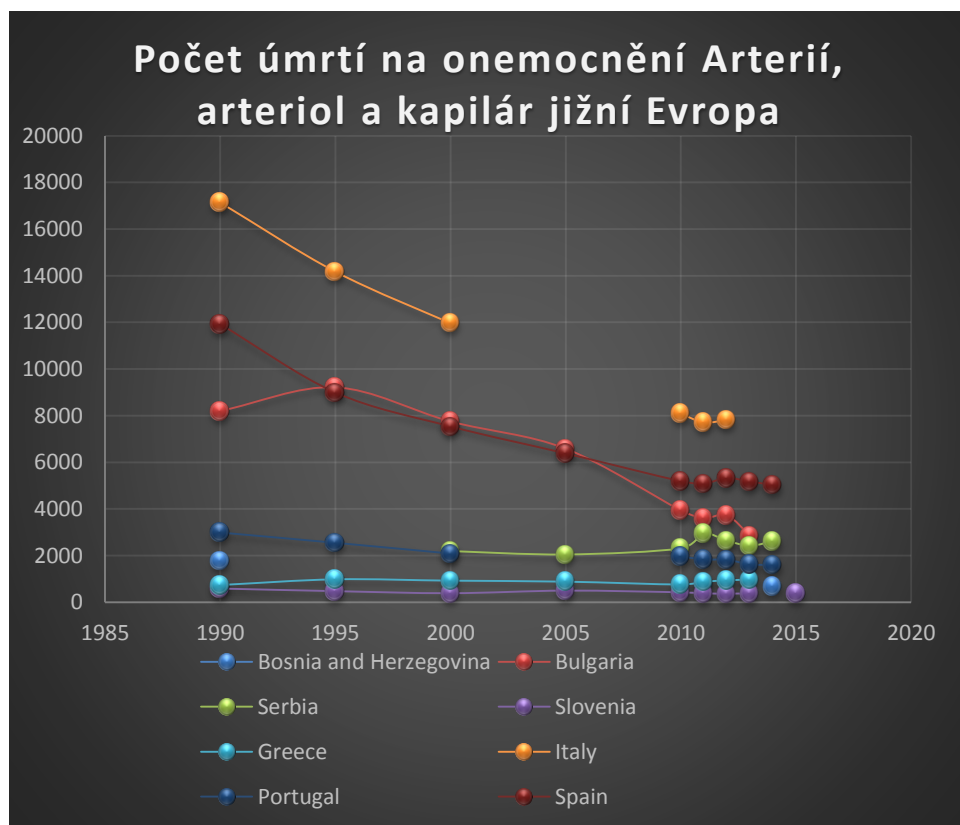
## 7.2.6 Mortalita u zemí jižní Evropy

Tabulka 16 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v jižní Evropě

počet umrtí - onemocnění Arterií, Arteriol								
Roky	Bosnia and Herzegovina	Bulgaria	Serbia	Slovenia	Greece	Italy	Portugal	Spain
1990	1778	8196		586	740	17146	2986	11923
1995		9209		475	979	14181	2547	8992
2000		7747	2195	388	923	11973	2088	7537
2005		6582	2048	498	882			6379
2010		3934	2311	425	761	8094	1978	5187
2011	828	3597	2948	383	875	7720	1835	5082
2012		3727	2638	369	938	7823	1823	5326
2013		2846	2425	382	969		1628	5170
2014	696		2620				1601	5031
2015				381				

Zdroj: Vlastní

Graf 16 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v jižní Evropě



Zdroj: Vlastní



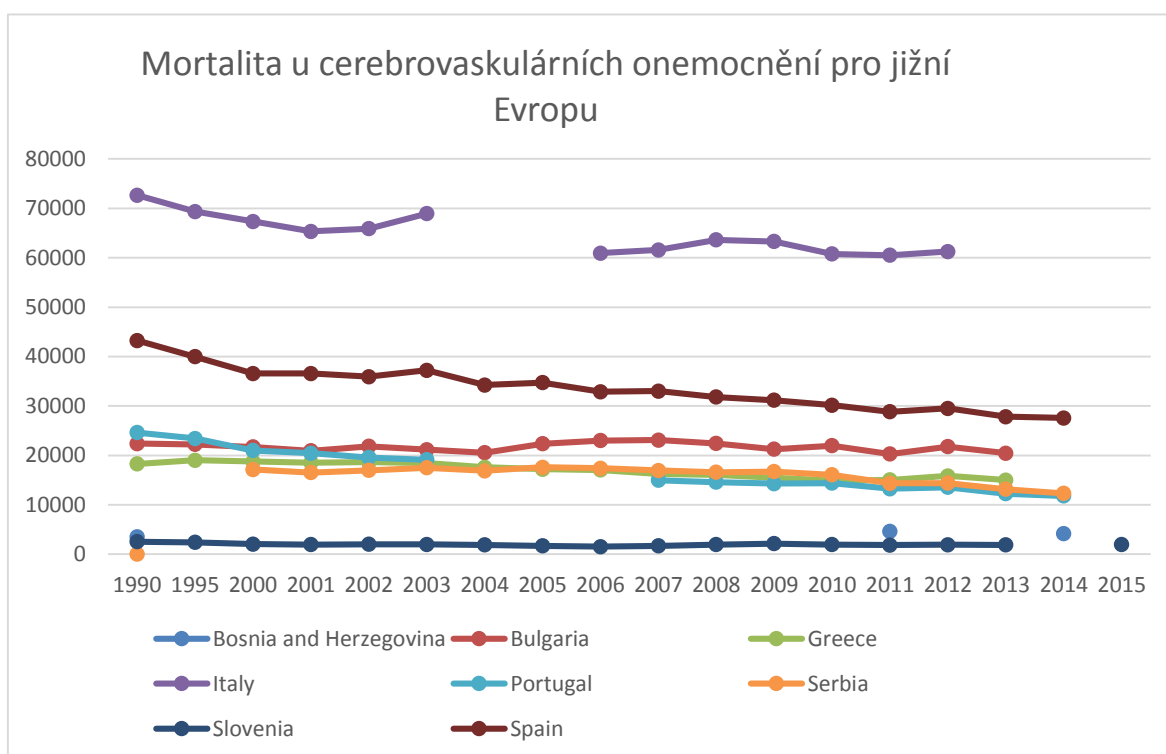
V tabulce a grafu č. 16 můžeme pozorovat mortalitu na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v zemích jižní Evropy: Bosna a Hercegovina (Bosnia and Herzegovina), Srbsko (Serbia), Bulharsko (Bulgaria), Slovinsko (Slovenia), Itálie (Italy), Řecko (Greece), Portugalsko (Portugal) a Španělsko (Spain). U Bosny a Hercegoviny bohužel není dostatek dat, aby se dal pozorovat bližší průběh. Naštěstí data, která byla k dispozici z let 1990, 2011 a 2014 jsou od sebe v dostatečném rozestupu, abychom mohli říci stanovisko, že mortalita zde opravdu klesá. U Španělska, Itálie, Bulharska a Portugalska můžeme jednoznačně prohlásit, že mortalita v průběhu let klesá. U Srbska, Slovinska a Řecka mortalita spíše stagnuje, přičemž u Slovinska a Řecka je nízká.

Tabulka 17 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění pro jižní Evropu

Počet umrtí pro cerebrovaskulární onemocnění								
Roky	Bosnia and Herzegovina	Bulgaria	Greece	Italy	Portugal	Serbia	Slovenia	Spain
1990	3502	22394	18272	72659	24640		2547	43263
1995		22241	19024	69348	23439		2407	39973
2000		21711	18753	67345	20995	17159	2039	36596
2001		20952	18538	65329	20437	16520	1947	36567
2002		21844	18626	65895	19562	16977	2008	35947
2003		21177	18468	68927	19113	17514	1996	37225
2004		20564	17599			16875	1899	34250
2005		22372	17223			17604	1709	34750
2006		23003	17065	60942		17397	1522	32900
2007		23105	16280	61577	14968	16959	1683	33034
2008		22440	16064	63617	14583	16606	1943	31833
2009		21250	15493	63295	14285	16724	2161	31157
2010		21970	14910	60773	14396	16081	1973	30161
2011	4651	20300	15041	60524	13250	14367	1860	28855
2012		21783	15868	61255	13538	14397	1935	29520
2013		20463	14996		12273	13164	1888	27850
2014	4186				11808	12319		27579
2015							1965	

Zdroj: Vlastní

Graf 17 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění pro jižní Evropu



Zdroj: Vlastní

U tabulky a grafu č. 17 můžeme vidět, že nejvyšší mortalitu u cerebrovaskulárních onemocnění má Itálie, druhou nejvyšší Španělsko. Celkově v regionu jižní Evropy mortalita v průběhu let klesá. Bulharsko, však vykazuje známky stagnace, kdy mortalita se od roku 1990 do roku 2015 posunula přibližně o něco mále přes 2000 případů, což je nejméně ze zemí tohoto regionu.

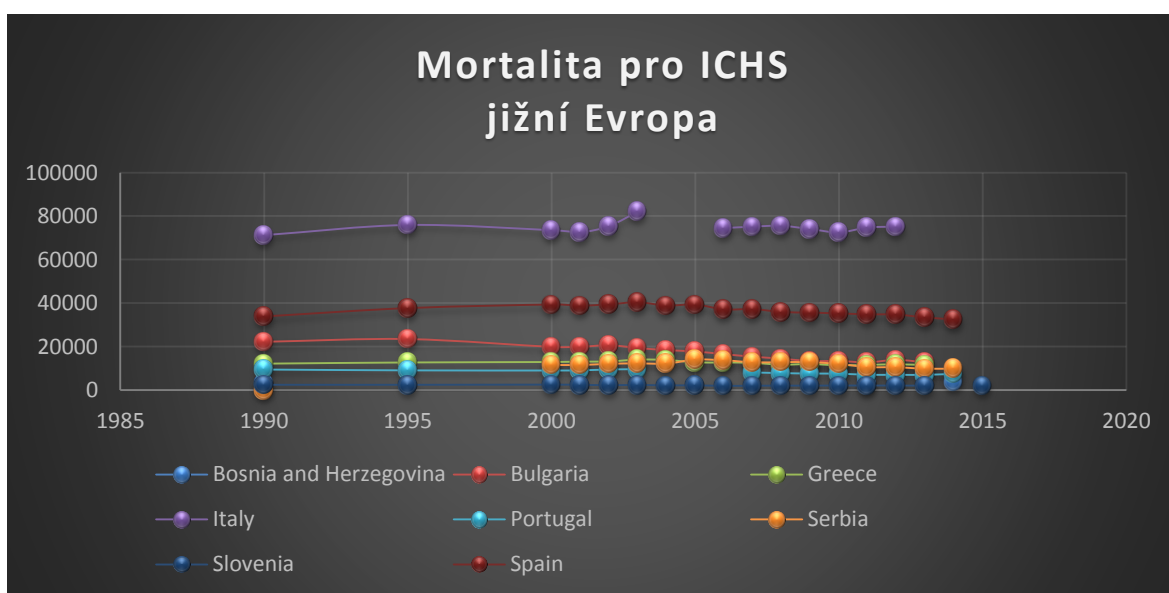
Porovnáme-li tabulku č. 16 a č. 17, je vidět že mortalita na cerebrovaskulární onemocnění je vyšší pro všechny země, než mortalita u onemocnění arterií arteriol a kapilár. Například u Itálie se jedná o rozdíly v řádu 50 000 případů a u Španělska v řádu 30000 případů.

Tabulka 18 mortalita u ICHS pro země jižní Evropy

Počet umrtí pro ICHS								
Roky	Bosnia and Herzegovina	Bulgaria	Greece	Italy	Portugal	Serbia	Slovenia	Spain
1990	3078	22239	12109	71216	9490		2432	33883
1995		23504	12686	75879	9085		2414	37688
2000		19877	12910	73486	9018	11643	2497	39315
2001		19914	13114	72578	9077	11572	2411	38788
2002		20642	13181	75380	9533	12132	2208	39400
2003		19373	14067	82059	9624	12320	2346	40353
2004		18378	13905			12228	2119	38840
2005		17753	12729			14076	2138	39313
2006		16513	12689	74450		13772	1891	37092
2007		15322	12494	75119	8101	12824	1948	37222
2008		14425	11624	75514	7784	12895	2004	35928
2009		13329	11922	74027	7558	12874	1988	35614
2010		13330	11332	72498	7504	12082	2051	35268
2011	3197	12702	11500	74712	6970	10623	2046	34837
2012		13852	11803	75098	6977	10555	2039	34751
2013		12678	11408		6936	9861	1974	33413
2014	3882				7456	9971		32564
2015							2076	

Zdroj: Vlastní

Graf 18 mortalita u ICHS pro země jižní Evropy



Zdroj: Vlastní

Při pohledu na graf a tabulku č. 18 vyjadřující mortalitu u ICHS pro země jižní Evropy je vidět, že nejvíce případů mortality je v Itálii, kde křivka spíše stagnuje. Druhé Španělsko rovněž spíše stagnuje a mortalita v roce 1990 a 2014 je poměrně podobná (33883 proti 32564). Rovněž Slovinsko prokazuje spíše výkyvy, kde se střídá pokles s nárůstem a ve výsledku spíše stagnuje. Zbylé země vykazují mírný pokles. Jelikož u Bosny a Hercegoviny lze dohled pouze data ze tří známých let a to v 1990, 2011 a 2014 můžeme pouze konstatovat, že v každém roce byla mortalita vyšší nežli v roce předešlém.

Při porovnání tabulek č. 17 a č. 18 je hned patrné, že u všech zemí v tomto regionu byla v roce 1990 větší mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění nežli mortalita u ICHS. Portugalsko z dlouhodobého hlediska má více mortality u cerebrovaskulárních onemocnění než u ICHS, stejně tomu tak je i u Srbska. Ze zběžného pohledu není jasné, zdali je mortalita u ICHS vyšší nežli u cerebrovaskulárních onemocnění, avšak u Bulharska, Srbska a Řecka je v období let 2000-2013 vyšší mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění než u ICHS. V Portugalsku je vyšší mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění než u ICHS dokonce v každém sledovaném roce vyjma let: 2004-2006 a 2015. Španělsko, Slovinsko a Itálie mají stabilně vyšší mortalitu u ICHS.

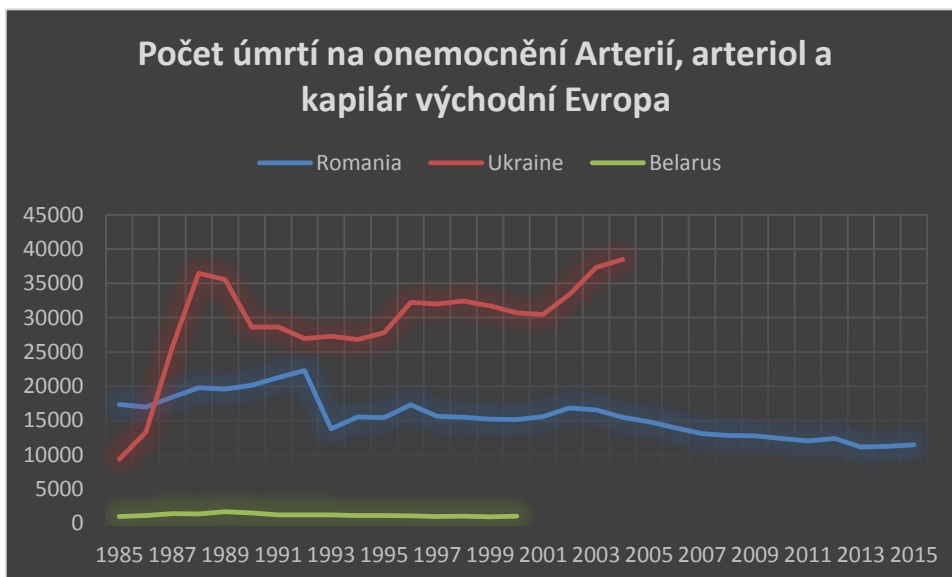
## 7.2.7 Mortalita u zemí východní Evropy

Tabulka 19 počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár ve východní Evropě

počet umrtí - onemocnění Arterií, Arteriol			
roky	Romania	Ukraine	Belarus
1985	17349	9390	1030
1986	16989	13305	1185
1987	18436	25719	1464
1988	19798	36484	1399
1989	19576	35532	1709
1990	20135	28657	1557
1991	21275	28619	1271
1992	22295	26985	1262
1993	13813	27284	1242
1994	15548	26835	1184
1995	15432	27813	1183
1996	17291	32250	1126
1997	15636	32021	1025
1998	15497	32443	1071
1999	15206	31731	986
2000	15154	30696	1077
2001	15595	30471	
2002	16826	33380	
2003	16536	37342	
2004	15485	38474	
2005	14837		
2006	13935		
2007	13112		
2008	12817		
2009	12764		
2010	12418		
2011	12034		
2012	12393		
2013	11144		
2014	11228		
2015	11487		

Zdroj: Vlastní

Graf 19 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriál a kapilár ve východní Evropě



Zdroj: Vlastní

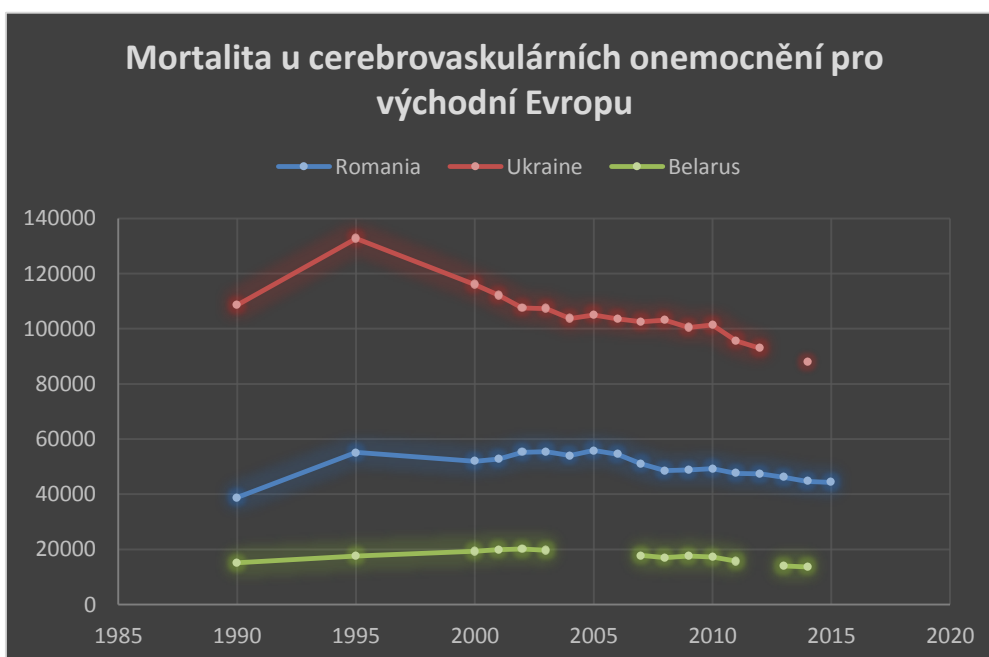
V tabulce a grafu č. 19 můžeme pozorovat mortalitu na onemocnění Arterií, arteriál a kapilár v zemích východní Evropy: Ukrajiny (Ukraine), Běloruska (Belarus) a Rumunska (Romania). U těchto dat je jediná výjimka v letech znázorněných v tabulkách kdy je interval od roku 1985 do 2015 a nižší rozestupy, jelikož Ukrajina a Bělorusko nemají kompletní data od roku 2001 a 2005 a nelze je dohledat. Z tabulky a grafu lze vyčíst, že Rumunsko má celkově pokles u mortality stabilní. Bělorusko má mortalitu stagnující a víceméně se během let mění opravdu jen minimálně. Na druhou stranu Ukrajina jako jediná země Evropy má mortalitu rostoucí v dlouhodobém rázu a to během 14 let.

Tabulka 10 počet úmrtí pro cerebrovaskulární onemocnění ve východní Evropě

Počet umrtí pro cerebrovaskulární onemocnění			
Roky	Romania	Ukraine	Belarus
1990	38826	108611	15162
1995	55144	132735	17656
2000	51998	116026	19327
2001	52774	112138	19974
2002	55210	107531	20106
2003	55423	107323	19673
2004	54011	103735	
2005	55884	104983	
2006	54541	103605	
2007	51023	102503	17811
2008	48582	103073	17061
2009	48807	100482	17583
2010	49305	101349	17222
2011	47573	95610	15695
2012	47402	92932	
2013	46192		13977
2014	44682	87890	13714
2015	44306		

Zdroj: Vlastní

Graf 20 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění pro východní Evropu



Zdroj: Vlastní

Z grafu a tabulky č. 20 lze pro mortalitu u cerebrovaskulárních onemocněních v zemích východní Evropy vyčíst, že v roce 1995 byla mírně vyšší u všech sledovaných zemí tohoto

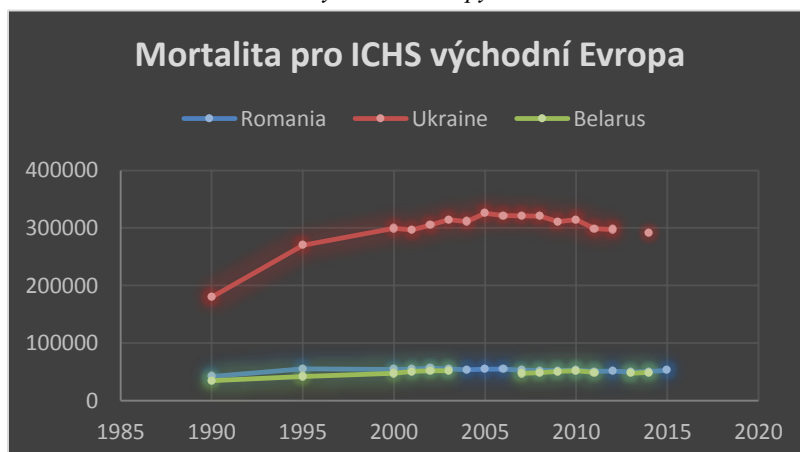
regionu. V rumunsku mortalita stoupala do roku 2005 a poté začala zvolna klesat a ž kroku 2015. Bělorusko má mortalitu v tomto případě rostoucí do roku 2002, poté začala zvolna klesat. Na Ukrajině mortalita stabilně začala klesat od roku 1995.

Tabulka 11 počet úmrtí u ICHS v zemích východní Evropy

Počet umrtí pro ICHS			
Roky	Romania	Ukraine	Belarus
1990	42260	179601	34491
1995	55569	270134	42186
2000	54427	299198	47494
2001	54868	296514	50659
2002	56509	304931	52007
2003	55180	314445	52163
2004	53820	311101	
2005	54645	325591	
2006	54617	321486	
2007	52955	321106	47533
2008	52534	320568	48499
2009	52275	310982	50755
2010	53297	314672	51933
2011	50865	298674	49095
2012	51467	297432	
2013	49713		47618
2014	50670	291445	48977
2015	52686		

Zdroj: Vlastní

Graf 21 mortalita u ICHS v zemích východní Evropy



Zdroj: Vlastní



Z grafu a tabulky č. 21 lze pro mortalitu u cerebrovaskulárních onemocněních v zemích východní Evropy vyčíst, že od roku 1990 do roku 2005 mortalita u ICHS rostla, poté začala mírně klesat. U Rumunska mortalita rostla od roku 1990 do 1995, poté začíná klesat k roku 2012, kde začíná spíše stagnovat a střídá se s mírnými nárůsty s poklesy. V Bělorusku mortalita rostla do roku 2003, poté klesala do roku 2007 a zde už začala stagnovat.

Porovnáme-li tabulky č. 20 a č. 21. Lze jednoznačně říci, že mortalita ICHS je vyšší než u cerebrovaskulárních onemocnění v případě Ukrajiny a Běloruska. Co se týče Rumunska, je mortalita v letech 2003-2005 vyšší u cerebrovaskulárních onemocnění, ve zbylých letech je vyšší mortalita u ICHS, nicméně není zde úplně jednoznačná a je třeba statistiky blíže zkoumat.

### **7.2.8 Shrnutí u mortality kardiovaskulárních onemocnění**

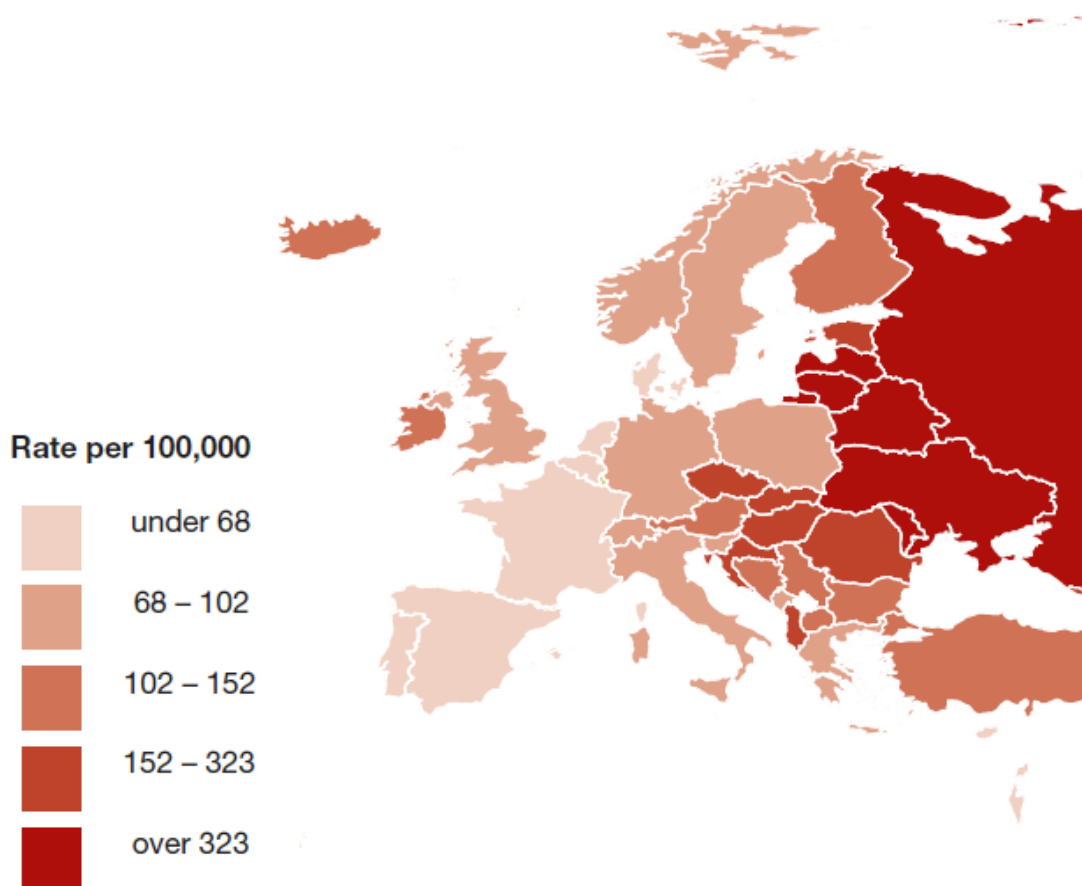
Jednoznačně nejvyšší mortalitu má Ukrajina. Mortalita u onemocnění Arterií, arteriol a kapilár je ve všech regionech nižší než u ICHS a cerebrovaskulárních onemocnění a u všech zemí Evropy vyjma Ukrajiny dlouhodobě klesá (Ukrajina nemá kompletní data za celé sledované období, nicméně křivka grafu nemá vůbec klesající tendenci od roku 1990 do roku 2003). V Pobaltí u Litvy a Lotyšska měla mortalita u onemocnění Arterií, arteriol a kapilár nejvýraznější výkyvy ze všech sledovaných zemí v letech 1990-2005, poté začala prudce klesat.

Země jižní Evropy: Bulharsko, Srbsko, Řecko a Portugalsko na rozdíl od ostatních zemí mají větší mortalitu u cerebrovaskulárních onemocnění nežli u ICHS v delších časových obdobích, přičemž Itálie a Španělsko nemají mortalitu u ICHS o mnoho vyšší, nežli u cerebrovaskulárních onemocnění. Jednoznačně lze tak říci že cerebrovaskulární onemocnění je z hlediska mortality v jižní Evropě daleko větší problém než ICHS a onemocnění Arterií, arteriol a kapilár. Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění roste v Litvě, kdy ze 4897 případů v roce 2000 vzrostla na 5694 případů v roce 2015, nicméně od roku 2008 mortalita víceméně stagnuje a pohybuje se mezi 5843-5510 případy ročně. Na Slovensku rovněž vzrostla od roku 2006, kdy ze 4124 případů do roku 2014 neklesla pod hranici 5000 případů. V Polsku byl prudký nárůst mortality u cerebrovaskulárních onemocnění mezi lety 1995 a 2000, avšak po té každým rokem klesá. Nelze tedy říci, že mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění klesá v celé Evropě z hlediska jednotlivých zemí, nicméně v z hlediska celku toto tvrzení platí.

U mortality ICHS nám řada zemí vykazuje spíše stagnaci. Jedná se o země: Maďarsko, Česká republika, Slovensko, Rakousko, Itálie a Španělsko. Litva celkově od roku 2000 zaznamenává mírný nárůst mortality a Ukrajina se dočkala poklesu mortality teprve od roku 2005, do té doby prudce rostla. Ostatní zkoumané země vykazují pokles a nejvíce poklesu ve všech mortalitách se těší země západní Evropy (vyjma Rakouska).

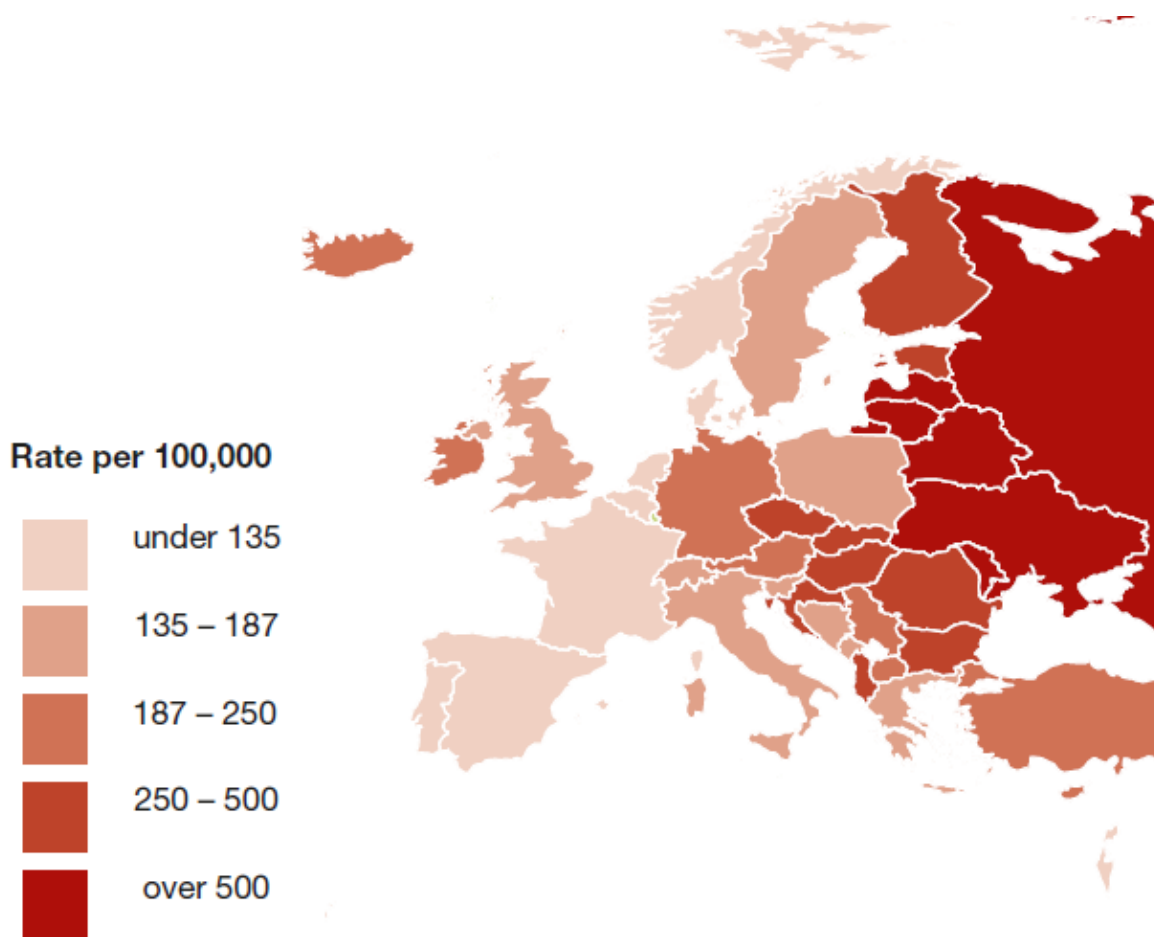
Pro vyjádření poměru mortality u ICHS a mozkové mrtvice v Evropě jako celku jsme použili čtyři geografické grafy ze studie European Cardiovascular Disease statistics vydanou v roce 2017 společností European Heart Network (EHN) jejíž souhlas k publikování dat přikládám v příloze.

Graf 22 ICHS mortalita za poslední rok u žen



Zdroj: Wilkins E, Wilson L, Wickramasinghe K, Bhatnagar P, Leal J, Luengo-Fernandez R, Burns R, Rayner M, Townsend N (2017). *European Cardiovascular Disease Statistics 2017*. European Heart Network, Brussels.

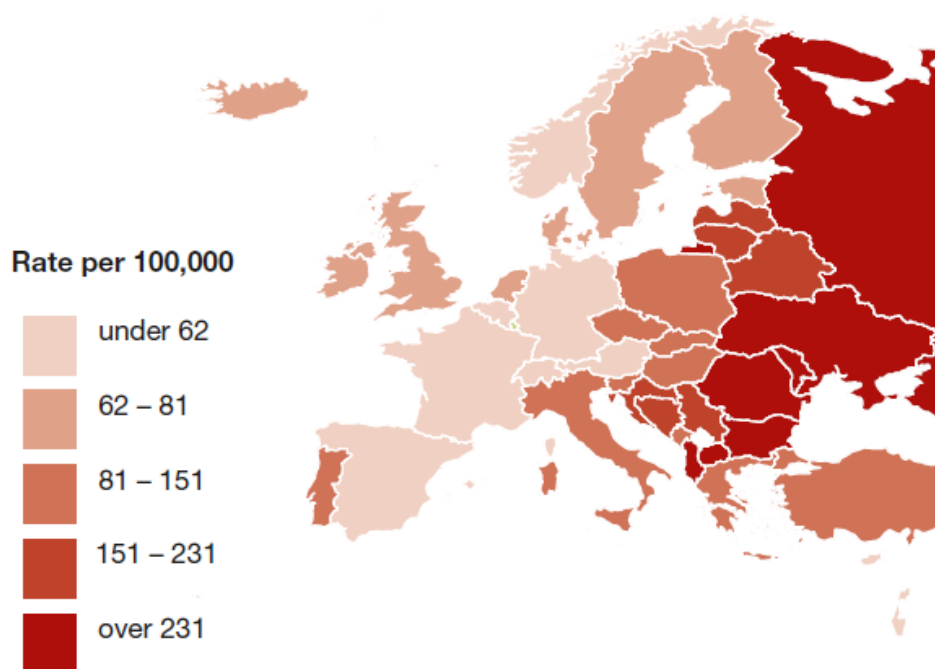
Graf 23 Mortalita ICHS za poslední rok u mužů



Zdroj: Wilkins E, Wilson L, Wickramasinghe K, Bhatnagar P, Leal J, Luengo-Fernandez R, Burns R, Rayner M, Townsend N (2017). *European Cardiovascular Disease Statistics 2017*. European Heart Network, Brussels.

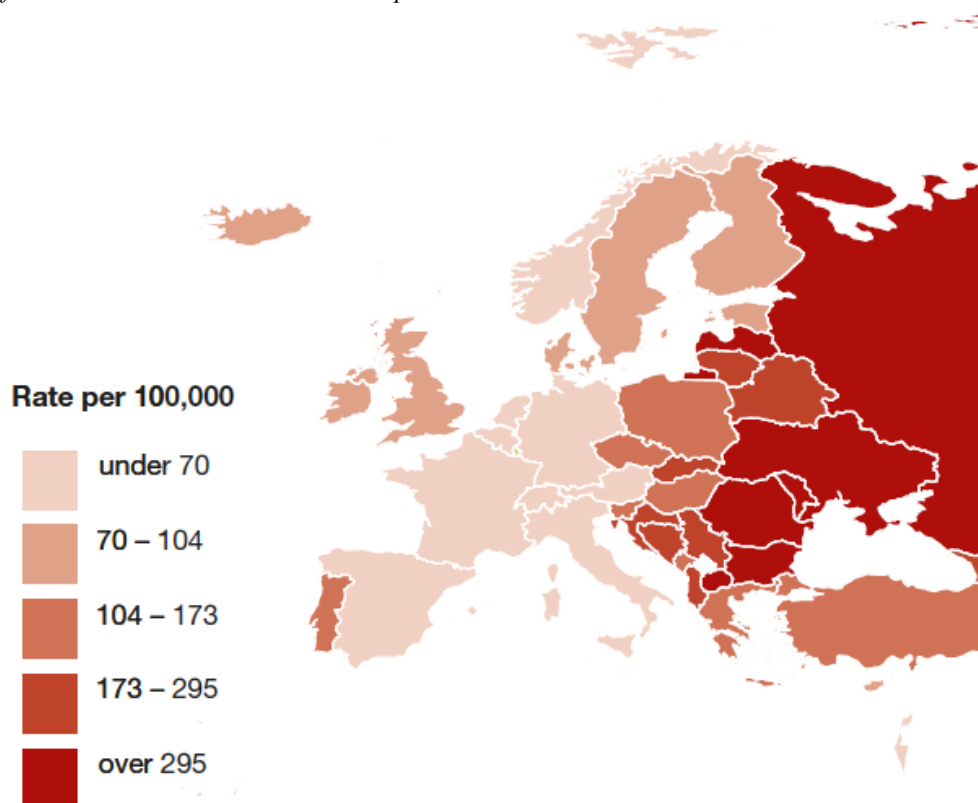
Z grafů č. 22 a č. 23 je patrné, že mortalita ICHS nejvíce sužuje východ Evropy, jak u mužů, tak u žen. Země s tmavší výplní mají mortalitu větší. Zde můžeme vidět, že na tom nejhůře je Ukrajina, Rumunsko, Bělorusko a Pobaltí. Ideální situace ani není ve střední Evropě a v Německu.

Graf 24 Mortalita Mozkové mrtvice za poslední rok u žen



Zdroj: Wilkins E, Wilson L, Wickramasinghe K, Bhatnagar P, Leal J, Luengo-Fernandez R, Burns R, Rayner M, Townsend N (2017). *European Cardiovascular Disease Statistics 2017*. European Heart Network, Brussels.

Graf 25 Mortalita u mozkové mrtvice za poslední rok u mužů



Zdroj: Wilkins E, Wilson L, Wickramasinghe K, Bhatnagar P, Leal J, Luengo-Fernandez R, Burns R, Rayner M, Townsend N (2017). *European Cardiovascular Disease Statistics 2017*. European Heart Network, Brussels.

Z grafů č. 24 a č. 25 lze vidět, že Mozková mrtvice nejvíce sužuje Litvu, Ukrajinu a Rumunsko. Je zde krásně vidět propastný rozdíl mezi západem a zeměmi, které dříve spadali do „východního bloku“.

### 7.2.9 Incidence pro kardiovaskulární onemocnění

Incidenci kardiovaskulárních onemocnění jsme sledovali ze dvou zdrojů a to z: Global Burden of Disease database dostupné na <http://www.healthdata.org/gbd/data>, která je volně dostupná pro veřejnost a slouží ke sběru, sdílení a zpracování dat volně použitelných pro veškeré statistiky a analýzy vedené v oblasti zdravotnictví. A z European Cardiovascular Disease statistics vydanou v roce 2017 společností European Heart Network (EHN) jsme data ověřovali, jestli se shodují (nakonec ano, jsou totožné). Incidence je mapována včetně Ischemických chorob srdečních a Mozkové mrtvice.

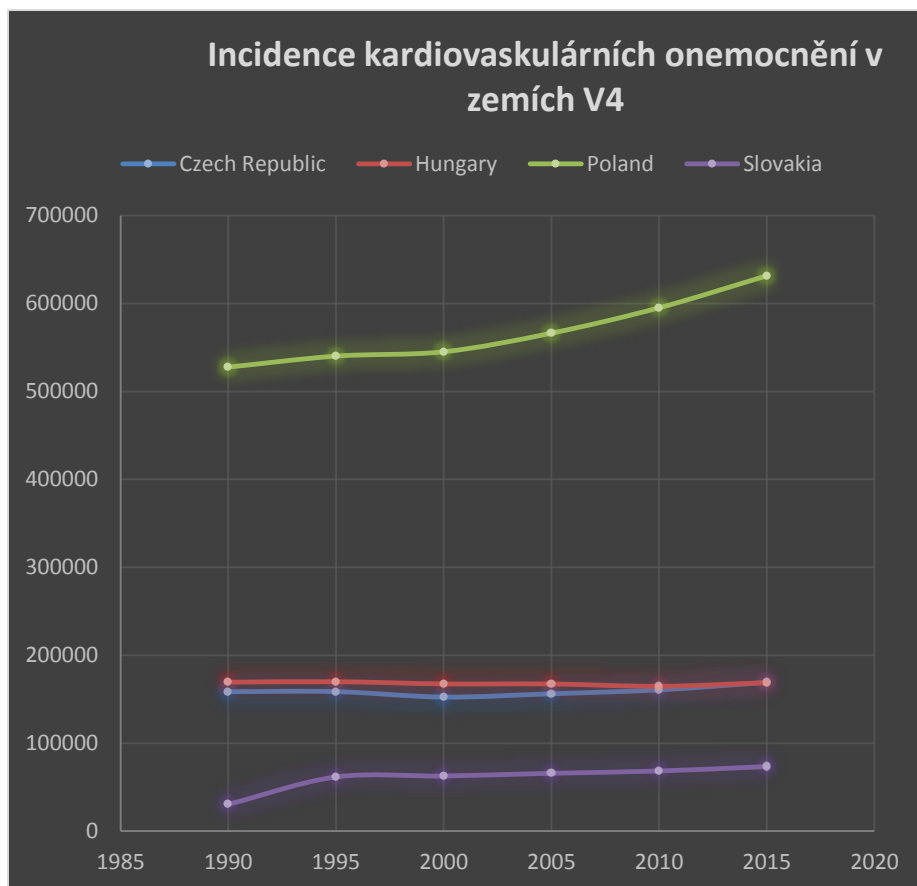
Tabulka 12 Incidence kardiovaskulárních onemocnění pro země V4

	1990	1995	2000	2005	2010	2015
Czech Republic	158744	158769	152617	156361	160763	169223
Hungary	169422	169959	167498	167419	164819	168885
Poland	527795	540282	545222	566300	595159	631438
Slovakia	30566	61686	62795	65918	68487	73570

Zdroj: Vlastní

Z tabulky č. 22 zaznamenávající incidenci kardiovaskulárních onemocnění u zemí tzv. Visegradské 4 můžeme vidět, že v roce 2015 je incidence vyšší u všech sledovaných zemí nežli v roce 1990. U Slovenska dokonce za toto období je incidence dvojnásobná (30566 případů v roce 1990 kontra 73570 případů v roce 2015). Polsko a Slovensko má incidenci stabilně narůstající každým rokem. Česká republika zaznamenala malý pokles incidence v roce 2000, ale od tohoto roku incidence jasně roste. Maďarsko od roku 1995 do roku 2010 má incidenci klesající, ale v roce 2015 opět vzrostla.

Graf 25 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v zemích V4



Zdroj: Vlastní

V grafu č. 26 vidíme, že křivka incidence je nejvýraznější u Polska. Maďarsko se drží skoro v přímce, tudíž zde incidence spíše stagnuje. U Slovenska je vidět pozvolný růst incidence od roku 1995. Česká republika má nejprve pokles incidence do roku 2000, od roku 2000 má mírný růst.

Tabulka 23 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v západní Evropě

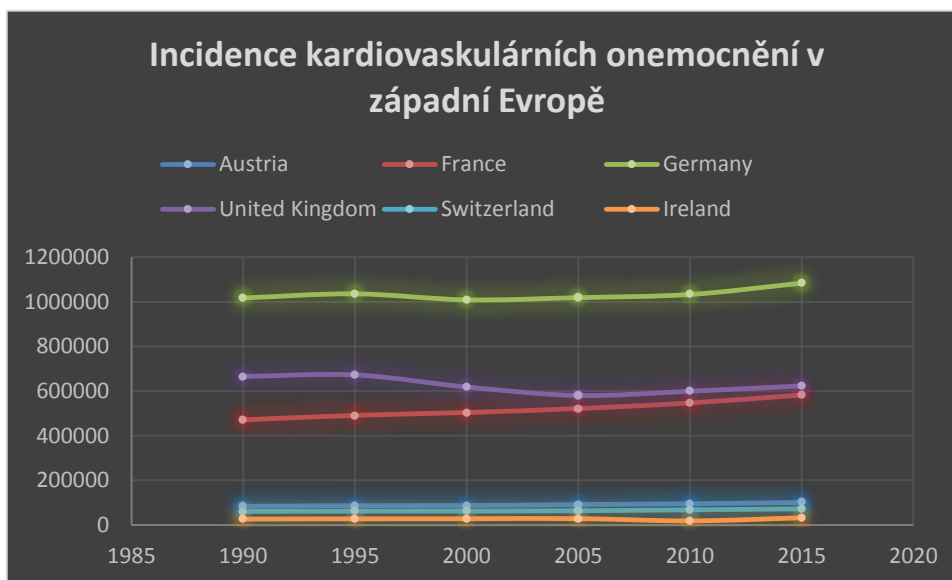
	1990	1995	2000	2005	2010	2015
Austria	83306	86295	86875	91274	95127	100976
France	470283	490559	503608	521415	546427	582764
Germany	1017459	1036082	1008944	1018927	1033131	1083841
United Kingdom	665015	671984	617924	579864	598783	622716
Switzerland	59907	61377	61578	63063	66956	71424
Ireland	25764	26871	27344	28108	17440	31660

Zdroj: Vlastní

Z tabulky č. 23 znázorňující incidenci kardiovaskulárních onemocnění v západní Evropě je vidět, že Rakousko, Francie a Švýcarsko má incidenci každé měřené období vyšší

než v přechozím. U Německa lze hovořit o nárůstu incidence od roku 2000, kdy začíná prudce narůstat. Velká Británie má incidence rostoucí v období 1990-1995 ale klesající v období 2000-2010, kdy od roku 2010 opět incidence roste. V Irsku je incidence rostoucí v období 1990-2005, poté ale prudce klesla v roce 2010 a v roce 2015 opět prudce stoupla.

Graf 26 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v západní Evropě



Zdroj: Vlastní

Z grafu č. 27 lze vidět u Francie a Německa nárůst incidence jednoznačně. U Británie je vidět krásně pokles v období 1995-2005 a nepřilíš dramatický nárůst. Vzhledem k nižším počtům případů incidence u zbylých zemí je lepší se orientovat spíše pomocí tabulky.

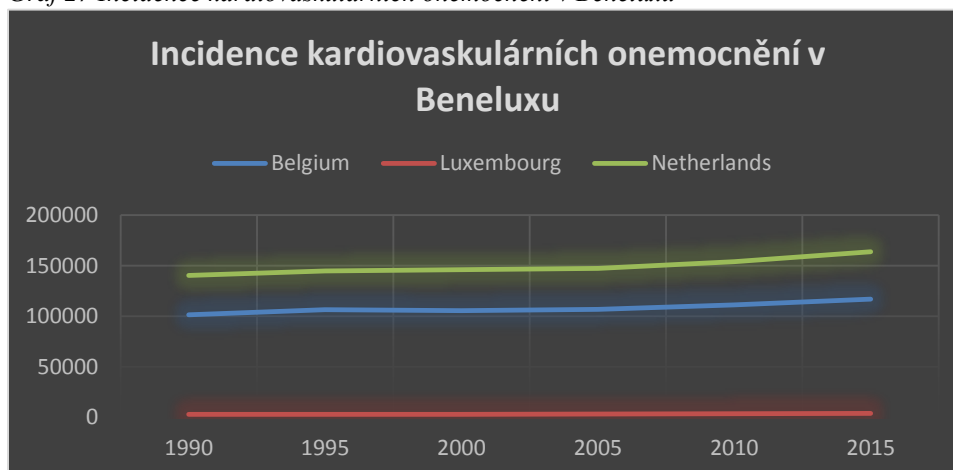
Tabulka 24 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v Beneluxu

	1990	1995	2000	2005	2010	2015
Belgium	101467	106536	105514	106885	111204	116834
Luxembourg	2886	3036	3049	3157	3468	3872
Netherlands	140289	144789	146067	147425	154184	164021

Zdroj: Vlastní

V tabulce č. 24 lze vidět, že incidence kardiovaskulárních onemocnění roste pravidelně v Lucembursku a Holandsku každým rokem, avšak mírně. V Belgii incidence rostla v období 1990-1995 a 2000-2015, kdy v roce 2000 došlo k mírnému poklesu od roku 1995.

Graf 27 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v Beneluxu



Zdroj: Vlastní

V grafu č. 27 můžeme vidět, že incidence za celé období jako celek roste u Belgie a Holandska. U Lucemburska vidíme přímkou z důvodu velice nízkého počtu případů v incidenci, proto je dobré se orientovat v tomto případě u tabulky.

Tabulka 25 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v Pobaltí

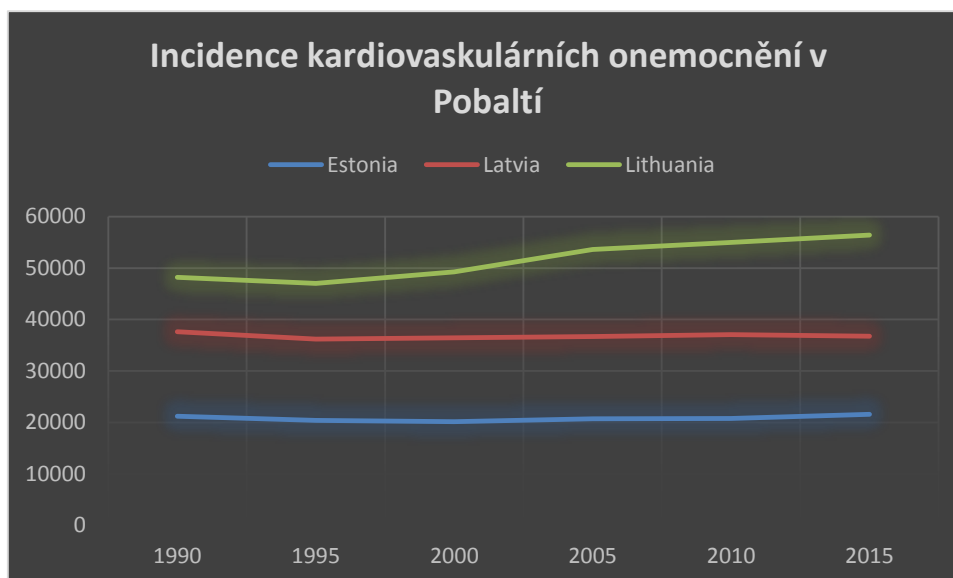
	1990	1995	2000	2005	2010	2015
Estonia	21203	20409	20182	20690	20754	21570
Latvia	37620	36185	36481	36688	37045	36741
Lithuania	48192	47036	49242	53629	54989	56429

Zdroj: Vlastní

Z tabulky č. 25 lze vyčíst, že incidence u kardiovaskulárních onemocnění výrazně roste jen v Litvě, u Lotyšska se spíše střídají mírné poklesy a nárůsty, kdy od roku 2000 do roku 2010 lze pozorovat malý nárůst v incidenci, ale vzápětí následuje pokles v roce 2015. U Estonska lze pozorovat pokles v incidenci v období 1990-2000, ale nárůst incidence v období 2000-2015.



Graf 28 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v Pobaltí



Zdroj: Vlastní

V grafu č. 28 je možné vidět, že křivka incidence u Estonska a Lotyšska se drží spíše v přímce a proto se dá usoudit, že incidence kardiovaskulárních onemocnění v tomto případě spíše stagnuje. Litva má jasný nárůst křivky a tím pádem i incidence.

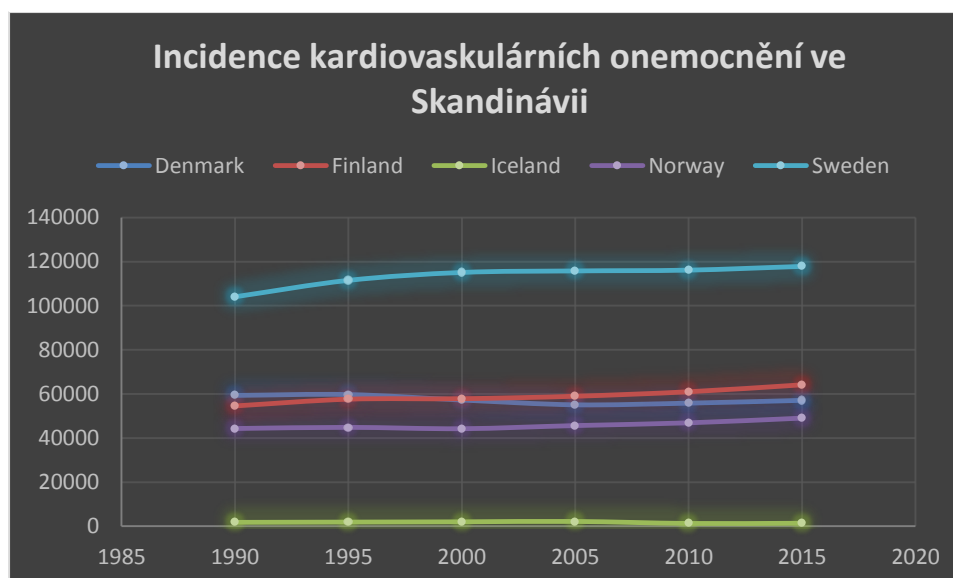
Tabulka 26 Incidence kardiovaskulárních onemocnění ve Skandinávii

	1990	1995	2000	2005	2010	2015
Denmark	59348	59739	57278	55135	55875	57131
Finland	54583	57628	57859	58967	61000	64129
Iceland	1740	1861	1964	2120	1292	1381
Norway	44306	44826	44218	45660	46917	49099
Sweden	104092	111556	115160	115851	116209	117906

Zdroj: Vlastní

V tabulce č. 26 je shrnuta incidence kardiovaskulárních onemocnění pro Skandinávii. Incidence roste výrazněji ve Švédsku a Finsku, kde je každým rokem vyšší. Norsko v období 1990-2000 mělo incidenci stagnující, a výkyvy byly jen v řádu stovek případů, od roku 2000-2015 však incidence roste stabilně. Na Islandu incidence roste stabilně, avšak v roce 2010 byl výrazný skok směrem dolů skoro o tisícovku případů a v roce 2015 vzrostl ani ne o stovku případů v porovnání s rokem 2010. V Dánsku incidence z dlouhodobého hlediska klesla (v roce 1990 bylo 59348 případů a v roce 2015 bylo 57131 případů), ale bylo zde období poklesu 1995-2005. Od roku 2005 v Dánsku incidence opět roste

Graf 29 Incidence kardiovaskulárních onemocnění ve Skandinávii



Zdroj: Vlastní

V grafu č. 29 můžeme vidět, že křivka Švédska, Norska a Finska se pohybuje nevýrazně směrem nahoru, což značí mírný nárůst incidence. Křivka Islandu se vzhledem k malému počtu drží nízko a v přímce, jelikož jak již bylo zmíněno v tabulce, zde incidence stagnuje, a roste opravdu jen nepatrně. Dánsko má křivku spíše do přímky s menším zakřivením v letech 2000 a 2005 znázorňující mírný pokles.

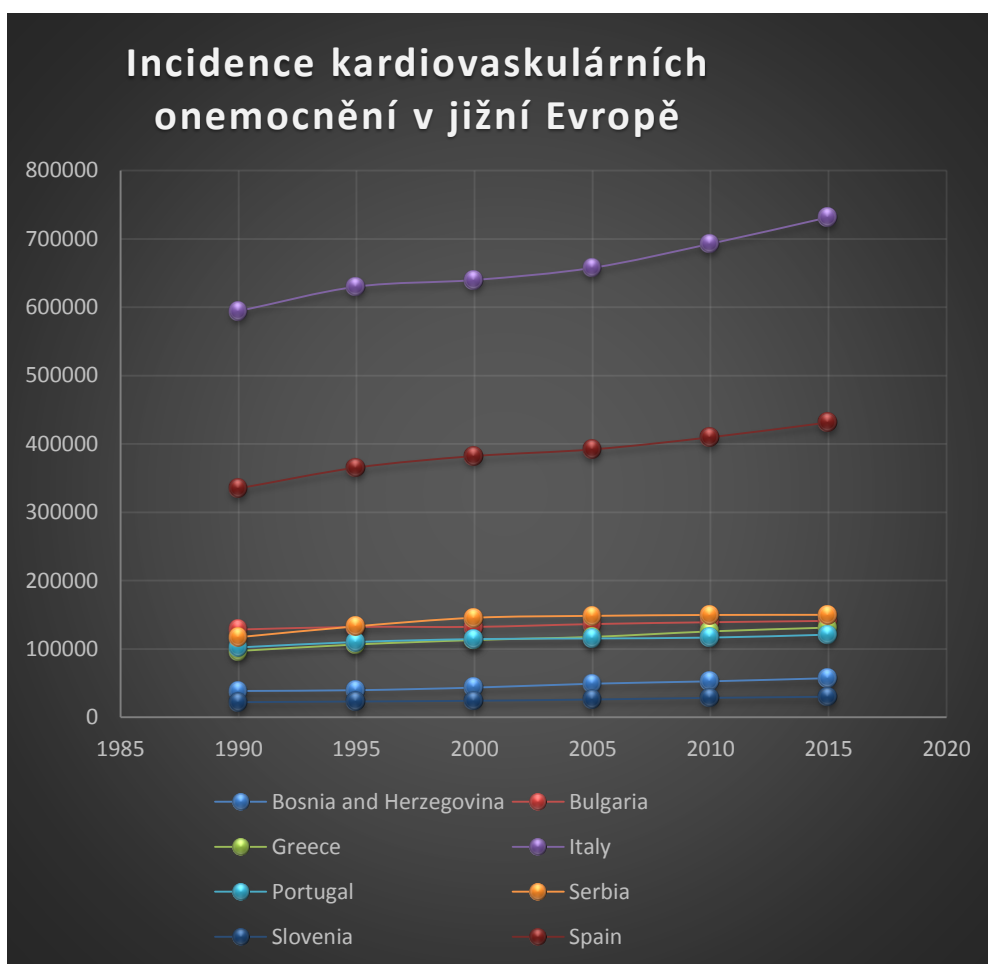
Tabulka 27 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v jižní Evropě

	1990	1995	2000	2005	2010	2015
Bosnia and Herzegovina	38638	39770	43625	49379	52899	57536
Bulgaria	128426	132331	132367	136503	139226	141264
Greece	97375	106835	113300	117858	125843	131367
Italy	594632	630272	640086	657909	693059	731757
Portugal	102163	110301	114590	115533	116832	121214
Serbia	117246	133168	145536	148297	149583	149781
Slovenia	22361	23377	24370	26259	28580	30204
Spain	335079	365505	382378	392097	409880	431575

Zdroj: Vlastní

V tabulce č. 27 je znázorněna Incidence kardiovaskulárních onemocnění v jižní Evropě. Můžeme zde pozorovat prudký nárůst incidence u Bosny a Hercegoviny, Itálie a Španělska. Incidence bez výjimky roste v celém regionu u námi sledovaných zemí.

Graf 30 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v jižní Evropě



Zdroj: Vlastní

Z grafu č. 30 je vidět patrný nárůst incidence u křivek Bosny a Hercegoviny, Itálie a Španělska. U Bulharska a Slovinska to z pohledu grafu spíše vypadá, že incidence stagnuje nebo roste opravdu nepatrně. U Srbska a Řecka je vidět nárůst incidence, i když pouze nepatrně.

Tabulka 28 Incidence kardiovaskulárních onemocnění ve východní Evropě

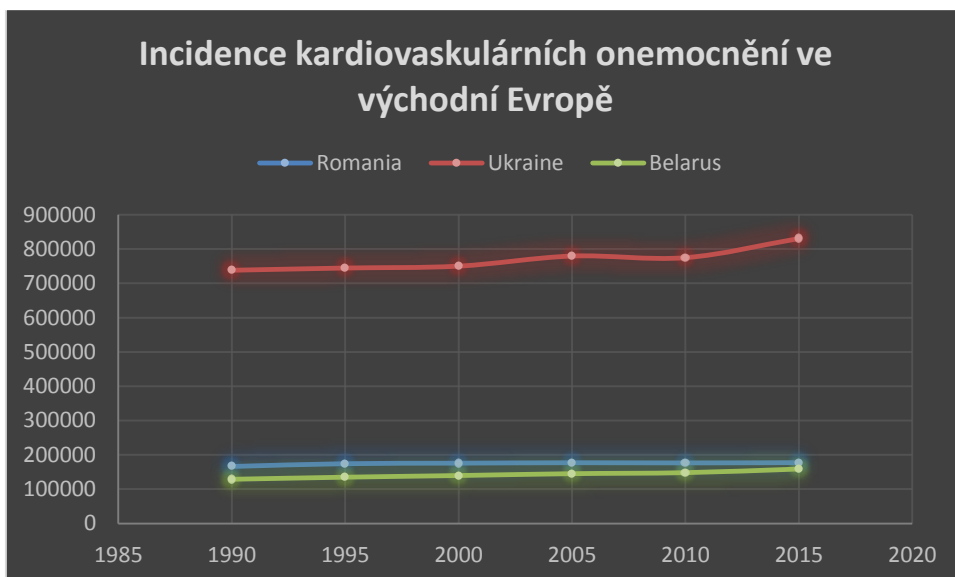
	1990	1995	2000	2005	2010	2015
<b>Romania</b>	166155	173969	175472	176669	176198	177005
<b>Ukraine</b>	738441	744958	750470	779922	775171	830927
<b>Belarus</b>	128683	134848	139690	145168	148133	158848

Zdroj: Vlastní

V tabulce č. 28 je vyjádřena Incidence kardiovaskulárních onemocnění ve východní Evropě. Je zde vidět, že v Bělorusku roste incidence po celé sledované období, bez žádného

poklesu. Ukrajina a Rumunsko v roce 2010 mají incidenci mírně nižší než v roce 2005 nicméně i zde z celkového hlediska incidence dlouhodobě roste.

Graf 31 Incidence kardiovaskulárních onemocnění ve východní Evropě



Zdroj: Vlastní

Z grafu č. 31 můžeme vyčíst, že na Ukrajině incidence výrazněji roste až od roku 2010. To samé lze říci i o Bělorusku, kde je vidět mírné stoupání křivky, které se zvyrazňuje až v roce 2010. U Rumunska křivka vypadá spíše jako přímka a nárůst incidence zde bude opravdu velmi malý, přesto při opravdu důkladném pohledu je pozorovatelný.

#### 7.2.10 Shrnutí incidence kardiovaskulárních onemocnění v Evropě

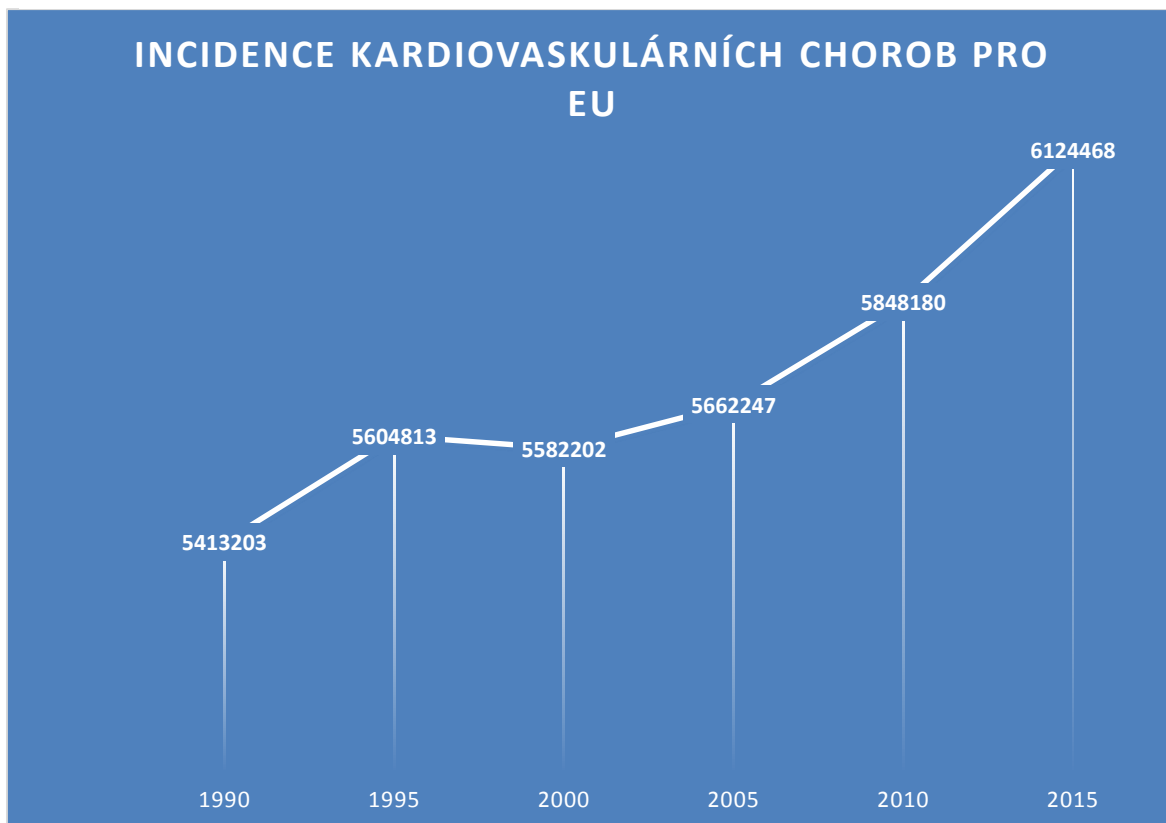
Od roku 1995 do roku 2015 jediné dvě země vykazují pokles incidence kardiovaskulárních onemocnění, v kterých je započítáno ICHS a mozková mrtvice. Tyto dvě země jsou: Velká Británie a Lotyšsko. Z hlediska nárůstu incidence jsou na tom nejhůře tyto země: Itálie, Španělsko, Bosna a Hercegovina, Litva, a Polsko.

Tabulka 29 Incidence kardiovaskulárních onemocnění pro celou EU

Incidence kardiovaskulárních onemocnění						
ROK	1990	1995	2000	2005	2010	2015
počet v EU	5413203	5604813	5582202	5662247	5848180	6124468

Zdroj: Vlastní

Graf 32 Incidence kardiovaskulárních chorob pro EU



Zdroj: Vlastní

Jak je patrné z grafu č. 32, EU má a nejspíše i v následujících letech bude mít velký problém s kardiovaskulárními chorobami, protože nárůst je zde od roku 2000 nejen stabilní, ale i velice výrazný. (pozn. V grafu jsou zahrnuty všechny země v současné EU i v letech kdy nebyli členskými státy)

## 8 POROVNÁNÍ RADIAČNÍ ZÁTĚŽE U DIAGNOSTIKY CERVIKO CEREBRÁLNÍCH TEPEN

Pro porovnání radiační zátěže, kterou může pacient obdržet při určitých výkonech, jsme se zaměřili na kombinaci několika dat. V první řadě jsme nasbírali technické parametry u prováděných vyšetření ve FN Plzeň Lochotín. Zvolili jsme vzorek vyšetření u CT přístrojů značky Siemens, konkrétně se jednalo o modely: Somatom Drive, Definition Flash a Sensation 64. Dohromady tedy byl proveden výpočet u 30 vyšetření. Dále jsme odvozovali efektivní dávku u diagnostických vyšetření DSA rovněž na přístroji od značky Siemens: Artis Zeego.

### 8.1 Výpočet Efektivních dávek u CTA

Při výpočtu dávky u CTA jsme využili několika programů. První program, který usnadní hodně výpočtů je Dicompass. Dicompass umožní zmapování Dose reportů, které jsou ukládány v DICOMU v systému WinMedicalc ve FN Plzeň. Díky tomu se lze orientovat u jednotlivých parametrů potřebných pro výpočet, jako jsou kolimace na jednu sekci, celková kolimace, počet aktivních řad, pitch faktor, délka skenu, napětí a proud u rentgenky atd. (obrázek 17)

Obrázek 17 rozhraní programu Dicompass

<b>Acquisition Protocol</b>
Carotid_AG
<b>Target Region:</b> T-D1100 = Head
<b>CT Acquisition Type:</b> P5-08001 = Spiral Acquisition
<b>Procedure Context:</b> P5-00100 = Diagnostic radiography with contrast media
<b>Irradiation Event UID:</b> 1.3.12.2.1107.5.1.4.73407.30000016071506240313100000090
<b>Exposure Time:</b> 3,78 s
<b>Scanning Length:</b> 395 mm
<b>Exposed Range:</b> 364 mm
<b>Nominal Single Collimation Width:</b> 0,6 mm
<b>Nominal Total Collimation Width:</b> 38,4 mm
<b>Pitch Factor:</b> 0,9 ratio
<b>Number of X-Ray Sources:</b> 1 X-Ray sources
<b>Identification of the X-Ray Source</b>
A
<b>KVP:</b> 80 kV
<b>Maximum X-Ray Tube Current:</b> 596 mA
<b>X-Ray Tube Current:</b> 287 mA
<b>Exposure Time per Rotation:</b> 0,33 s
<b>Mean CTDIvol:</b> 1,84 mGy
<b>CTDIw Phantom Type:</b> 113691 = IEC Body Dosimetry Phantom
<b>DLP:</b> 67,22 mGy.cm
<b>DLP Alert Value Configured:</b> R-00339 = No
<b>CTDIvol Alert Value Configured:</b> R-0038D = Yes
<b>CTDIvol Alert Value:</b> 1 000 mGy
<b>DLP Notification Value Configured:</b> R-00339 = No
<b>CTDIvol Notification Value Configured:</b> R-00339 = No
<b>X-Ray Modulation Type</b>
XYZ_EC
<b>Comment</b>

Zdroj: vlastní

Program, který následně byl využit k výpočtům efektivní dávky z již zjištěných parametrů, je CT EXPO (obrázek 18).

Obrázek 18 rozhraní programu CT EXPO

The screenshot shows the CT EXPO software interface with the following sections:

- 1. Age Group / Gender:** Age Group: Adult; Gender: female.
- 2. Scan Range:** Scan Range Data (Slice Positions):
 

from z-	to z+	L [cm]
73	89	16
- 3. Scanner Model:** Manufacturer: Siemens; Scanner: Definition Flash (tube A).  
Scanner Data for Scan Region "Head / Neck":
 

$n$ CTDI <sub>w</sub> [mGy/mAs]	U <sub>ref</sub> [kV]	P <sub>B,H</sub>	k <sub>CT</sub>	k <sub>OB</sub>	ΔL [cm]
0,145	120	0,79	1,00	1,00	0,0
- 4. Select mode:** Body mode for head/neck region, Spiral mode, Longitudinal (z-axis) dose modulation (adults only).
- 5. Scan Parameters:** Please Enter Actual Settings:
 

U [kV]	I [mA]	t [s]	Q <sub>el</sub> [mAs]	Q [mAs]	N * h <sub>cool</sub> [mm]	TF [mm]	h <sub>rec</sub> [mm]	p	Ser.
100	103	1	103		38,4	21,1	5,0	0,55	1
- 6. Results:**
  - Dose Values per Scan or per Series\*:
 

CTDI <sub>w</sub> [mGy]	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]	SSDE [mGy]	DLP* [mGy*cm]	E* [mSv]
8,9	16,3	17,0	268	0,7

 CTDI and DLP values refer to 16cm head phantom. Effective dose E refers to ICRP 103.
  - 7. Effective Dose:
 

DLP [mGy*cm]	E [mSv]	D <sub>uterus</sub> [mSv]
268	0,7	0,0

 Effective dose E refers to ICRP 103.
  - Tissue or Organ H<sub>T</sub> per Series [mSv]:
 

Tissue or Organ	H <sub>T</sub> per Series [mSv]	Tissue or Organ	H <sub>T</sub> per Series [mSv]
Brain	13,8	Upp. large int.	0,0
Salivary glands	10,2	Thymus	0,1
Thyroid	1,4	Spleen	0,0
Breasts	0,0	Pancreas	0,0
Oesophagus	0,1	Adrenals	0,0
Lungs	0,1	Kidneys	0,0
Liver	0,0	Small intest.	0,0
Stomach	0,0	Uterus	0,0
Low. Large int.	0,0	Prostate	0,0
Testicles	0,0	Gall bladder	0,0
Ovaries	0,0	Heart	0,0
Bladder	0,0	ET tissue	1,4
Bone marrow	1,9	Oral mucosa	10,2
Bone surfaces	4,8	Lymph nodes	0,5
Skin	1,2	Muscle	0,5
		Eye lenses	17,2
- Please note:** All organ doses H<sub>T</sub> are based on conversion coefficients for standard patients (ADAM, EVA, CHLD, BABY) and serve for information purposes only (in particular for organs outside the scan range)!

Zdroj: vlastní

Jak je v obrázku možno vidět, je zde několik variant modelu CT, přičemž jsou zde zahrnuty i modely Siemens, které jsem vybral, pro výpočet efektivních dávek. Program je velice profesionální a vhodný co se týče výpočtů. Tvůrci programu zahrnuli pro výpočty data, získány z již naměřených hodnot pečlivě nasbíraných ze svých vlastních šetření. Jedná se o celosvětově využívaný program ke kalkulaci obdržených dávek při CT vyšetřeních. Bílá pole na obrázku jsou parametry, které zadáváme my z protokolů vyšetření, žlutá pole jsou výpočty provedené programem, šedá pole jsou kalkulované hodnoty nasbírané tvůrci programu.

Pro celkovou kalkulaci dávky je nutno brát v úvahu to, že nelze počítat pouze dávku u protokolu CTA, ale u celého CT vyšetření. Je nutné tedy spočítat dávku u pre-scanu (topogram), a test bolusu. Následně sečíst hodnoty.

Pro orientaci a kontrolu námi provedeného výpočtu bylo vhodné použít i DLP uváděné výrobcem v PACS souboru patient protocol (obrázek 19), kdy následně podle něj provedeme tedy výpočty. Pokud protokolu CTAG předchází i další protokoly je nutné vypočítat a sečíst výsledné hodnoty. Například pokud nám vyjdou hodnoty pro topogram 0,1 mSv, pro test bolus 0,4 mSv a pro CTAG 0,3 mSv, bude výsledná zátěž součet těchto hodnot, jelikož není možné bez těchto dvou kroků vyšetření provést dle standartu.

Obrázek 19 protokol pacienta u CT vyšetření

21-Jun-2017 08:09

Ward: \_\_\_\_\_  
 Physician: \_\_\_\_\_, MUDr.  
 Operator: \_\_\_\_\_

Total mAs 1947    Total DLP 111 mGycm

	Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Patient Position H-SP							
Topogram	1	Sn100	50 mA	0.03 S	1.1	2.5	0.6
Contrast							
TestBolus	2	120	20	20.45 L	20.4	0.28	10.0
Last scan no.	19						
Contrast							
Carotid_AG	20	80	137 / 114	2.42 L	89.4	0.33	0.6

Medium	Type	Iodine Conc. mg/ml	Volume ml	Flow ml/s	CM Ratio
Contrast		0	0	0.0	100%
Saline		0	0	0.0	100%
Contrast		0	0	0.0	100%
Saline		0	0	0.0	100%

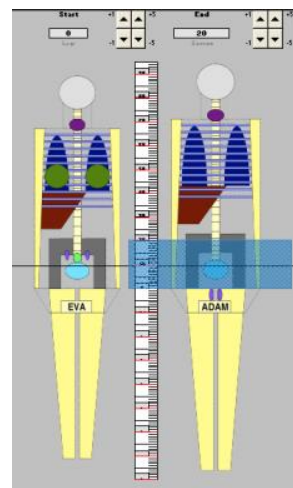
\*: L = 32cm, S = 16cm

Zdroj: vlastní

Je také nutné v programu nastavit parametry, oblasti vyšetření a zde se jedná o muže či ženu. I toto program CT EXPO zohledňuje a je zde v nastavení možnost určit pohlaví a rozsah vyšetření (obrázek 20)

Poté co se navolí správné parametry a provedou se výpočty, výsledky zaneseme do tabulek v programu MS Excel. Zde budeme pracovat s tím, že chceme zjistit průměrnou dávku a střední hodnotu dávky. Následně se porovná střední hodnota a průměr dávky u všech tří modelů CT, zjistíme tedy rozdíl mezi výsledky.

Obrázek 20 výběr oblasti a pohlaví pacienta



Zdroj: vlastní



## 8.2 Výpočet efektivní dávky u DSA

Pro výpočet efektivních dávek u vyšetření prováděných pomocí techniky DSA byl využit program PCMCX. Tento program využívá techniky Monte Carlo pro určení efektivní dávky, kterou obdrží pacient při skiaskopických nebo skiagrafických vyšetřeních. Aby bylo možné vůbec v PCMCX počítat, je nutné mít potřebná data. Data jsme získali z protokolů uložených spolu s obrazovou dokumentací v PACS z programu WinMedicalc ve FN Plzeň Lochoťín.

Vyšetření byla prováděna na přístroji Artis Zeego od firmy Siemens.

Jelikož se orientujeme v oblasti hlavy a krku, nejsou pro výpočet dávky důležité informace o hmotnosti pacienta, kterou program zohlednit může, ale výsledky se nelišily. Zohlední se akorát výška, protože pohlaví program bohužel nerozlišuje. Celková dávka námi zjištěná tedy logicky bude mít možnou odchylku zhruba  $\pm 10\%$ , nicméně je tato metoda dostatečně přesná.

První věc, kterou potřebujeme je protokol pacienta (obrázek 21). Zde jsou zakroužkovány potřebné údaje k výpočtům a nastavení simulace v PCXMC. Hlavní údaje co nás budou zajímat, jsou napětí, použitá filtrace (zakroužkovaná modře), součin KERMY padové plochy (zakroužkováno červeně) a orientace rentgenky při pořízení dat (zakroužkováno zeleně).

Pracovní postup je takový že se počítá každý řádek z protokolu zvlášť, jelikož se jedná o různé projekce a sníží se tím odchylka. Poté se spočte dávka při skiaskopickém režimu, rovnoměrně přidělenou ke každé z projekcí. Jinými slovy pokud bylo dvanáct projekcí, počítá se s dvanácti různými řádky a výsledné hodnoty se sčítají. Nejdříve se v programu nastaví virtuální pole svazku a jeho parametry. Poté co se nastaví projekce, se simulují hodnoty pomocí metody Monte Carlo. Poslední krok je podle zadaných hodnot napětí, součinu plochy a KERMY (KERMA je kinetická energie uvolněná v materiálu), a filtrace za použití nasimulovaných dat metody Monte Carlo, vypočtení efektivní dávky.

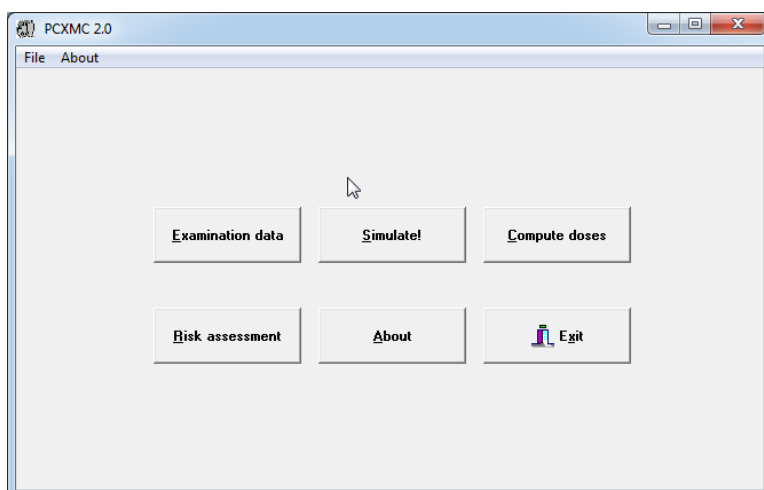
Obrázek 21 protokol pacienta u vyšetření DSA

Exam Protocol										
-----										
Patient Info:										
Name:	[REDACTED]				Sex:	F	ID:	[REDACTED]		
-----										
Patient Position: HFS							14-Aug-17 12:42:52			
1	DSA	VAR TIME	Carotid			9s	4F/s	14-Aug-17 13:16:42		
A	73kV	441mA	45.2ms	0.0CL small	0.0Cu	48cm	1997.3µGym <sup>2</sup>	52.3mGy	40LAO 0CRA 27F	
2	DSA	VAR TIME	Carotid			5s	4F/s	14-Aug-17 13:22:44		
A	80kV	432mA	45.8ms	0.1CL small	0.0Cu	32cm	818.92µGym <sup>2</sup>	49.1mGy	40LAO 0CRA 20F	
3	DSA	VAR TIME	Carotid			12s	4F/s	14-Aug-17 13:31:14		
A	76kV	442mA	45.8ms	0.1CL small	0.0Cu	32cm	1033.8µGym <sup>2</sup>	65.3mGy	1RAO 34CRA 29F	
4	DSA	VAR TIME	Carotid			22s	4F/s	14-Aug-17 13:33:04		
A	69kV	439mA	45.8ms	0.1CL small	0.2Cu	42cm	566.16µGym <sup>2</sup>	23.6mGy	84LAO 1CAU 39F	
5	3D	FIXED	5sDSA Head			5s	30F/s	14-Aug-17 13:37:47		
A	70kV	398mA	4.7ms	0.1CL small	0.0Cu	48cm	749.64µGym <sup>2</sup>	24.3mGy	97RAO 0CRA 132F	
5	3D	FIXED	5sDSA Head			5s	30F/s	14-Aug-17 13:37:58		
A	70kV	389mA	4.6ms	0.1CL small	0.0Cu	48cm	749.54µGym <sup>2</sup>	24.3mGy	97RAO 0CRA 132F	
-----										
***Accumulated exposure data***							14-Aug-17 14:11:06			
Performing Physician: MUDr. HAVEL Vaclav							Exposures: 6			
Total Fluoro: 00:12:24							Total: 6181.3µGym <sup>2</sup> 265.8mGy			
A	Fluoro: 00:12:24	265.89µGym <sup>2</sup>		26.9mGy		Total: 6181.3µGym <sup>2</sup>		265.8mGy		
-----										

Zdroj: vlastní

První krok tedy bude navolení vyšetřovacích dat. V programu PCXMC zvolíme možnost „Examination data“ (obrázek 22).

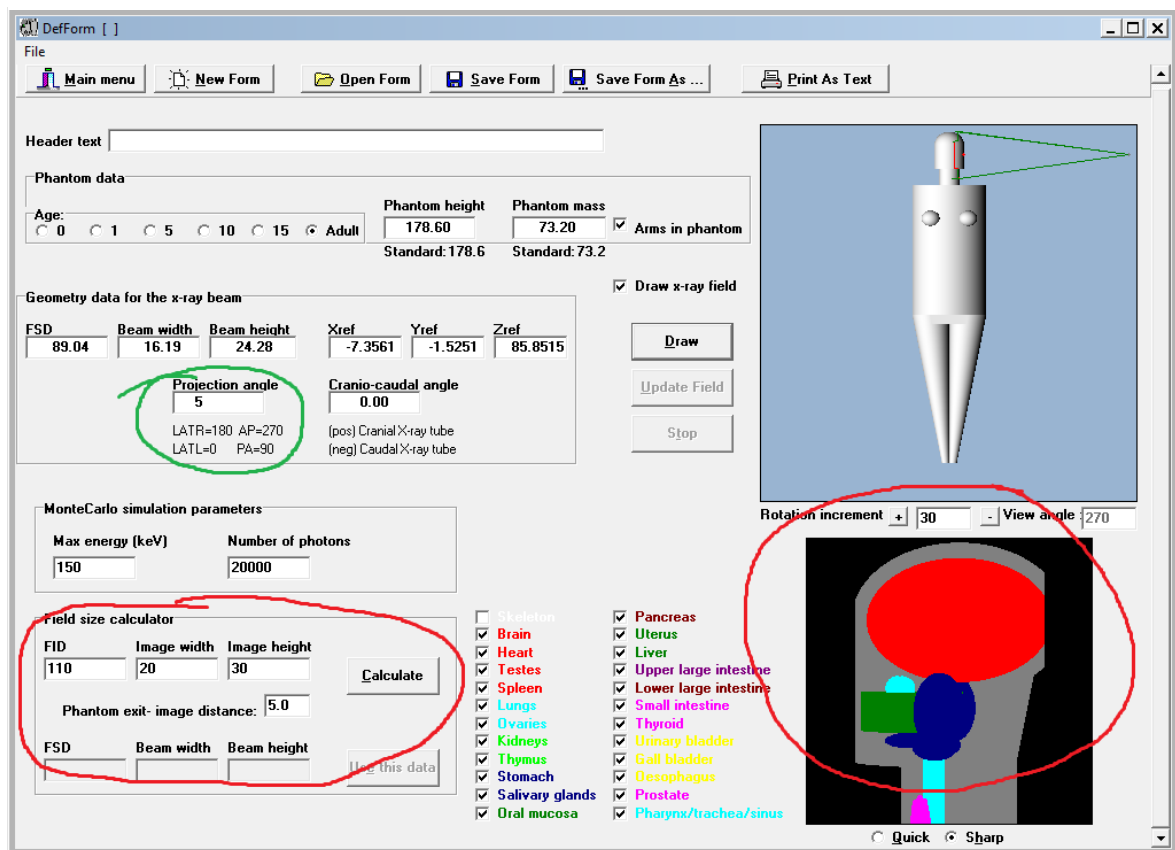
Obrázek 22 Hlavní menu PCMCX



Zdroj: vlastní

První co je důležité, je nastavit správný úhel projekce (zeleně zaškrtnut na obrázku 21 a 23). Úhel nastavíme tak že výchozí hodnota pro PA projekci je 90, v této pozici je u skiaskopie a projekcí lebky výchozí pozice, v protokolech bude značena jako 0 RAO nebo 0 LAO. V případě že je u projekce napsáno např. 85 LAO vycházíme z toho, že orientace úhlu se posouvá o 85 vlevo. Matematicky se bude od výchozí pozice 90 odečítat 85, tím pádem abychom docílili projekce 85 LAO, zapisujeme do kolonky projection angle 5 ( $90-85=5$ ). Na obrázku 23 je vidět nasimulovaný tento příklad. V případě že je projekce značená RAO bude se hodnota přičítat k 90, v tomto případě 85 RAO by hodnota v zeleném kroužku na obrázku byla 175 ( $90+85=175$ ). V červeném kroužku je ukázka toho, jak projekce bude ve finále vypadat, zde je vhodné se řídit obrazovou dokumentací.

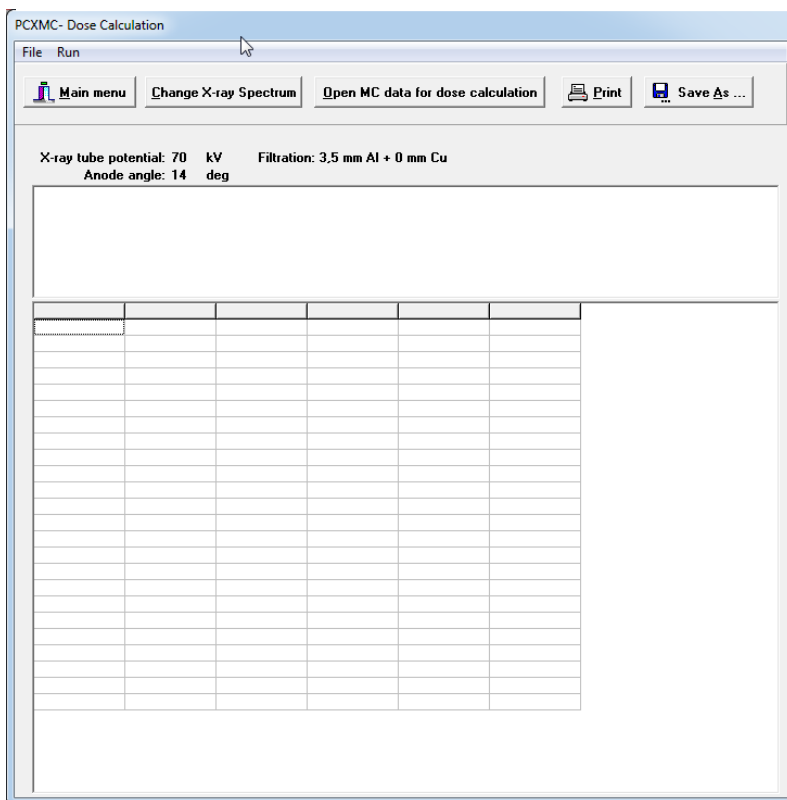
Obrázek 23 ukázka příkladu simulace v PCXMC



Zdroj: vlastní

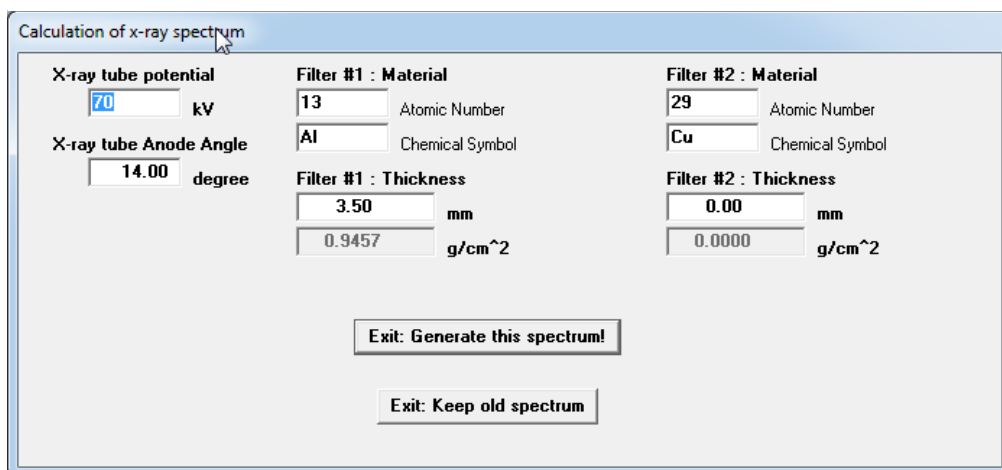
Poté co se uloží nastavená projekce, se vracíme do hlavní nabídky a volíme možnost „Simulate!“ zde se automaticky provede simulace. Poslední krok je výpočet, tedy vybereme možnost „Compute doses“. Zde se nám otevře okno, odkud máme další možnosti (obrázek 24).

Obrázek 24 rozhraní pro výpočet dávky



Zdroj: vlastní

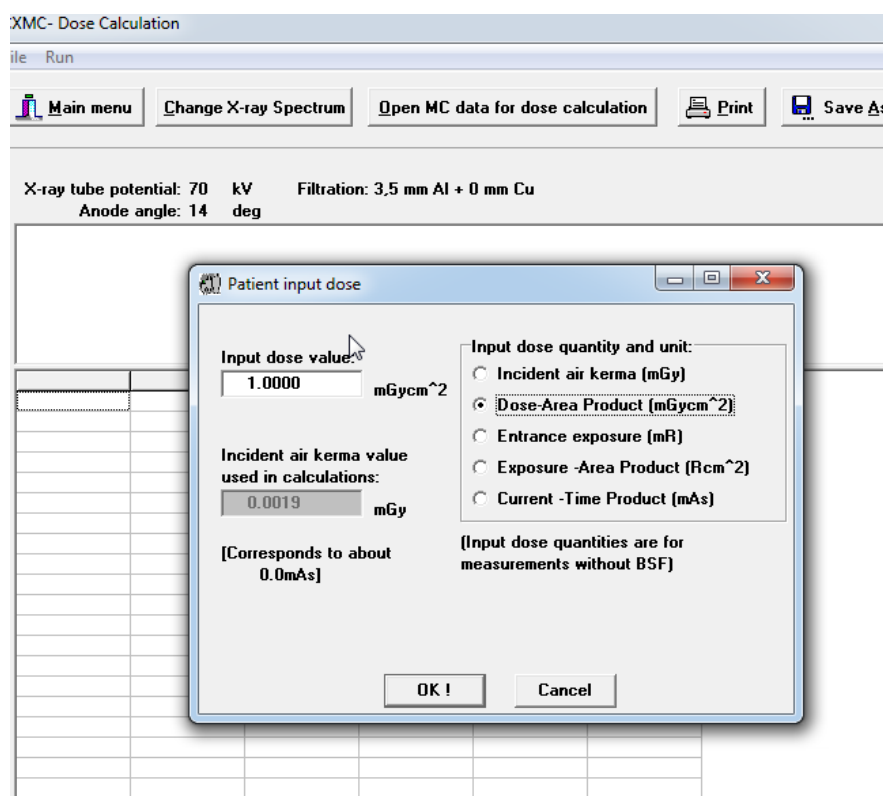
Obrázek 25 možnosti navolení parametrů pro výpočet



Zdroj: vlastní

Nejdříve musíme navolit správnou filtraci a napětí rentgenky (zakroužkované v obrázku 21 modře). Toho docílíme tím, že si otevřeme kartu „Change X-ray Spectrum“ (obrázek 25). A zde si nastavíme správnou filtraci a kilovolty. Až teprve poté co jsme provedli všechny předchozí kroky se pomocí karty „Open MC data for dose calculation“ dostaneme do možnosti vložit soubor s nasimulovanými daty a vyskočí tabulka pro zadání hodnoty, od které se bude vypočítávat efektivní dávka (obrázek 26). Zde se volí po správném převodu jednotek hodnoty zakroužkované červeně v obrázku 21 (dose area product).

Obrázek 26 zadání hodnoty dose area product



Zdroj: vlastní

Poté nám program přepočítá na základě námi zvolených údajů a simulací výslednou efektivní dávku, kterou pacient obdrží (obrázek 27).

Obrázek 27 výsledné hodnoty pro jednu projekci v PCXMC

Organs	Dose (mGv)	Error (%)	Organs	Dose (mGv)	Error (%)
Active bone marrow	0,331635	0,6	(Scapulae)	0,176530	8,1
Adrenals	0,000000	NA	(Clavicles)	3,428103	3,6
Brain	2,347515	1,3	(Ribs)	0,172907	3,7
Breasts	0,013100	22,6	(Upper arm bones)	0,316060	5,3
Colon (Large intestine)	0,000000	NA	(Middle arm bones)	0,004424	30,1
(Upper large intestine)	0,000000	NA	(Lower arm bones)	0,000000	NA
(Lower large intestine)	0,000000	NA	(Pelvis)	0,000000	NA
Extrathoracic airways	2,854665	6,3	(Upper leg bones)	0,000000	NA
Gall bladder	0,000188	93,1	(Middle leg bones)	0,000000	NA
Heart	0,008518	21,1	(Lower leg bones)	0,000000	NA
Kidneys	0,000708	97,0	Skin	0,544986	1,1
Liver	0,003736	18,9	Small intestine	0,000000	NA
Lungs	0,070541	4,9	Spleen	0,003193	73,9
Lymph nodes	0,857774	3,3	Stomach	0,000458	72,4
Muscle	0,176326	0,5	Testicles	0,000000	NA
Oesophagus	0,147263	12,9	Thymus	0,041157	50,4
Oral mucosa	2,428557	3,9	Thyroid	3,846015	6,5
Ovaries	0,000000	NA	Urinary bladder	0,000000	NA
Pancreas	0,002078	74,8	Uterus	0,000000	NA
Prostate	0,000000	NA			
Salivary glands	3,298592	4,0	Average dose in total body	0,379320	0,3
Skeleton	1,412407	0,6	Effective dose ICRP60 (mSv)	0,279697	4,5
(Skull)	7,977620	0,6	Effective dose ICRP103 (mSv)	0,344633	3,0
(Upper Spine)	7,183582	1,6			
(Middle Spine)	0,408675	5,0			
(Lower Spine)	0,000035	100,0	Abs. energy fraction (%)	48,179502	

Zdroj: vlastní

### 8.3 Provedené výpočty a výsledky

U CT vyšetření jsme zahrnuli výsledky u celkem 30 vyšetření. Výsledná efektivní dávka byla počítána podle směrnice a doporučení ICRP 103 a hodnoty v tabulkách jsou udávány v jednotkách milisievert (mSv). Některá vyšetření byla provedena technikou dual source, kdy byly během akvizice dat použité dvě rentgenky místo jedné. Dual source vyšetření byla v tabulkách přehledně označena a byl pro ně použit jiný medián, aby se zachovala objektivita výpočtů. Vzorky dat odpovídali jednotlivým dobám provozu, to znamená, že pro Somatom Sensation 64 který byl na trhu od roku 2005, jsme vybrali pacienty od roku 2005 do roku 2007, Definition Flash mezi roky 2014-2016, Somatom Drive 2016-2017.

Vzhledem k tomu, že u některých provedených výpočtů byl protokol „head“ který mohl nějak ovlivnit výsledné dávky, ale zároveň byl nutný k diagnostickému účelu, a u některých vyšetření protokol nebyl, jsme jej zahrnuli také jako samostatný „parametr“ a v tabulkách je uvedeno, jestli byl použit nebo ne. Přihlédneme-li k tomu objektivně, snažil jsem se u pacientů, kteří protokol „head“ určit jejich hodnoty zvlášť a ke každému vzorku jsem na základě efektivních dávek při tomto samotném protokolu určil rozpětí, aby bylo možné objektivně porovnat výsledky u všech tří modelů.

U DSA vyšetření bylo velice obtížné zahrnout data tak, aby výpočty byly objektivní z hlediska diagnostiky. Nasbírali jsme 20 vyšetření, které měly cílenou oblast karotidy a tepny hlavy. Nicméně, u drtivé většiny byla provedena intervenční léčba, které by zkreslovala výsledky, jelikož by dávka byla značně vyšší než u diagnostických nástřiků. Dva případy byly naopak nepoužitelné z důvodu, že se jednalo pouze o cílené nástřiky a zobrazovala se pouze část řečiště, které nebylo možné diagnostikovat pomocí CT. Nakonec se nám povedlo získat 3 vyšetření, které odpovídala kritériím. Zaprvé, že byla diagnostická, a zadruhé oblast zájmu byly karotidy a řečiště mozku. Věkově a hmotnostně byly pacienti velice podobní, byly zde dvě ženy a jeden muž a celkové hodnoty KERMY byly podobné. Nicméně z důvodu malého vzorku jsme raději využili studie srovnání dávek publikované na ANJR.org v roce 2012, která dopomohla k objektivnějšímu porovnání.

### 8.3.1 Výsledky

První tabulka (tabulka č. 30) znázorňuje výsledné hodnoty u vyšetření provedená na přístroji Siemens Somatom Sensation 64. Dávka je uvedena jako EFEKTIVNÍ podle standartu ICRP 103. Sloupec pohlaví uvádí písmenem „m“ mužské pohlaví pacienta, písmeno „ž“ ženské pohlaví. Sloupec protokol head znázorňuje, zdali při vyšetření tento protokol byl využit. Spodní hodnota median znázorňuje střední hodnotu efektivních dávek naměřené při těchto vyšetřeních (dávka je efektivní, opět podle ICRP a v mSv)

Tabulka 30 výsledné efektivní dávky pro Siemens Somatom Sensation 64

Sensation 64		
pohlaví	dávka (mSv)	protokol head
ž	3,1	ne
ž	4,2	ne
m	5,3	ne
m	4,4	ne
m	3,7	ne
ž	3,1	ne
m	2,9	ne
ž	2,9	ne
m	3	ne
m	3,5	ne
	medián	3,3

Zdroj: vlastní

Z tabulky je možné vypočítat, že nejnižší hodnota naměřená je 2,9 mSv a naopak nejvyšší je 5,3 mSv. Střední hodnota je 3,3 mSv.

Tabulka č. 31 znázorňuje hodnoty efektivních dávek pořízené na přístroji Somatom Definition FLASH. Jelikož na rozdíl od staršího modelu Sensation 64 se Definition FLASH vyznačuje možností „dual source“, kdy při vyšetření lze použít dvě rentgenky současně a zároveň touto technikou bylo několik vyšetření provedeno, jsou v tabulce zahrnuty a indikovány sloupcem „dual source (ano/ne)“. Stejnou metodou je znázorněno, jestli byl využit protokol „head“. Pod tabulkou je v řádce medián opět zvýrazněna střední hodnota pro všechny námi naměřené efektivní dávky.



Tabulka 31 výsledné efektivní dávky naměřené na přístroji Definition Flash

Definition Flash			
pohlaví	dávka (mSv)	dual source	protokol head
ž	3,1	ano	ne
m	3,3	ano	ne
m	3,5	ano	ne
ž	2,2	ne	ne
m	4,4	ano	ne
m	1,8	ne	ne
ž	2,6	ne	ano
ž	3,1	ne	ano
m	1,6	ne	ne
ž	1,9	ne	ne
medián			2,85

Zdroj: vlastní

Z tabulky je možné vidět, že 4 z 10 vyšetření byly provedeny technikou „dual source“, dvě vyšetření byly provedeny s protokolem „head“. Nejnižší naměřená efektivní dávka byla provedena bez techniky „dual source“ a bez protokolu „head“, přičemž její hodnota je 1,6 mSv. Naopak nejvyšší dávka 4,4 mSv byla naměřena u vyšetření s technikou „dual source“, kde se protokol „head“ nevyužívá. Střední hodnota ze všech zahrnutých vyšetření je 2,85 mSv.

Další tabulka (tabulka č. 32) zahrnuje pouze ty vyšetření, kde nebyla provedena technika „dual source“. Žlutě jsou zbarveny ty řádky, které mají ve výpočtech zahrnuté protokol „head“

Tabulka 32 výsledné efektivní dávky pro Definition Flash bez "dual source"

Definition Flash			
pohlaví	dávka (mSv)	dual source	protokol head
ž	2,2	ne	ne
m	1,8	ne	ne
ž	2,6	ne	ano
ž	3,1	ne	ano
m	1,6	ne	ne
ž	1,9	ne	ne
medián			2,05

Zdroj: vlastní

Z tabulky je možné vyčíst, že nyní se nejvyšší hodnota ukazuje jako 3,1 mSv, kdy je proveden při vyšetření i protokol „head“. Naopak nejnižší hodnota je stále 1,6 mSv. Medián klesl na 2,05 mSv, což je nižší hodnota o 0,8 mSv oproti tabulce č. 31.

Tabulka č. 33 bere v potaz hodnoty, které byly naměřené u protokolů „head“ a tyto hodnoty (0,6 a 0,9 mSv) byly odečteny od výsledné hodnoty těchto dvou vyšetření, aby se získala informace, o kolik by byla střední hodnota nižší. Řádky respektive hodnoty, které byly změněny, jsou vyznačeny žlutě.

Tabulka 33 výsledné efektivní dávky pro Definition Flash bez protokolu "head"

Definition Flash			
pohlaví	dávka (mSv)	dual source	protokol head
ž	2,2	ne	ne
m	1,8	ne	ne
ž	2	ne	ne
ž	2,2	ne	ne
m	1,6	ne	ne
ž	1,9	ne	ne
medián			1,95

Zdroj: vlastní

Nyní můžeme vidět, že bez protokolu „head“ nám medián efektivní dávky opět klesl, a to o 0,1 mSv na celkových 1,95 mSv.

V následující tabulce (tabulka č. 34) jsou naopak zahrnuty pouze hodnoty naměřené u techniky „dual source“.

Tabulka 34 výsledné efektivní dávky pro Definition Flash pouze s "dual source"

Definition Flash			
pohlaví	dávka (mSv)	dual source	protokol head
ž	3,1	ano	ne
m	3,3	ano	ne
m	3,5	ano	ne
m	4,4	ano	ne
medián			3,4

Zdroj: vlastní

Zde je patrné, že dávky jsou podstatně vyšší. Medián nám vyšplhal na 3,4 mSv, přičemž nejnižší naměřená hodnota je 3,1 mSv a nejvyšší 4,4 mSv.

Tabulka č. 35 znázorňuje všechny námi naměřené efektivní dávky na přístroji Somatom Drive. I zde je uvedené, zdali byl využit protokol „head“, nebo technika „dual source“

Tabulka 35 všechny naměřené dávky pro Somatom Drive

Somatom Drive			
pohlaví	dávka (mSv)	dual source	protokol head
m	3,5	ano	ne
ž	1,4	ne	ano
ž	2	ne	ano
ž	3,1	ano	ne
m	1,5	ne	ano
ž	1,6	ne	ano
m	1	ne	ne
ž	1,7	ne	ano
m	1,8	ne	ano
ž	1,4	ne	ano
medián			1,65

Zdroj: vlastní

Z tabulky je možné určit medián efektivní dávky 1,65 mSv, který je nižší než u předchozích modelů, i přes to že se zahrnuje čteně protokol „head“ a v dvou případech byla využita technika „dual source“. Nejnižší námi zjištěná hodnota je 1 mSv, naopak nejvyšší je 3,5 mSv.

Tabulka č. 36 ukazuje hodnoty po vynechání vyšetření za použití techniky „dual source“, kdy je zeleně zvýrazněno vyšetření, během kterého nebyl použit protokol „head“.

Tabulka 36 výsledné dávky pro Somatom Drive bez "dual source"

Somatom Drive			
pohlaví	dávka (mSv)	dual source	protokol head
ž	1,4	ne	ano
ž	2	ne	ano
m	1,5	ne	ano
ž	1,6	ne	ano
<b>m</b>	<b>1</b>	<b>ne</b>	<b>ne</b>
ž	1,7	ne	ano
m	1,8	ne	ano
ž	1,4	ne	ano
medián			1,55

Zdroj: vlastní

Jak je možno vidět, medián o něco klesl, avšak ne tak dramaticky z 1,65 mSv na 1,55 mSv, tedy jen o desetinu.

Jelikož bylo ve velkém množství případů využito protokolu „head“ v tabulce č. 37 jsme nezahrnuli do výsledné efektivní dávky tento protokol, i přestože byl nutný k dokončení vyšetření. Zeleně je zanechána pouze původní nezměněná efektivní dávka, žlutě jsou vyznačeny dávky, kde proběhl odečet efektivních dávek, které byly obdrženy během akvizice dat při protokolu „head“.

Tabulka 37 výsledky pro Somatom Drive bez protokolu "head"

Somatom Drive			
pohlaví	dávka (mSv)	dual source	protokol head
ž	0,8	ne	ne
ž	1,1	ne	ne
m	0,9	ne	ne
ž	1	ne	ne
m	1	ne	ne
ž	1,1	ne	ne
m	0,9	ne	ne
ž	0,8	ne	ne
		medián	0,95

Zdroj: vlastní

Zde je patrné snížení celkových hodnot, které se projevuje v rozmezí 0,6-0,9 mSv. Díky tomu klesl medián na 0,95 mSv. Nejnížší hodnoty v tomto případě dosahují 0,8 mSv a nejvyšší 1,1 mSv.

Tabulka č. 38 znázorňuje pouze hodnoty naměřené při akvizici dat přístrojem Somatom Drive za použití techniky „dual source“.

Tabulka 38 výsledky pro Somatom Drive pouze "dual source"

Somatom Drive			
pohlaví	dávka (mSv)	dual source	protokol head
m	3,5	ano	ne
ž	3,1	ano	ne
medián			3,3

Zdroj: vlastní

Zde máme jen dvě výsledné efektivní dávky 3,5 a 3,1 mSv a střední hodnotou 3,3 mSv. Co je zajímavé, je to, že tyto čísla se o moc neliší od hodnot naměřených stejnou technikou u přístroje Definition FLASH.

Poslední tabulka (tabulka č. 39) znázorňuje výsledné efektivní dávky zjištěné u vyšetření cerviko cerebrálních tepen pomocí techniky DSA.

Tabulka 39 13 výsledné efektivní dávky pro vyšetření DSA

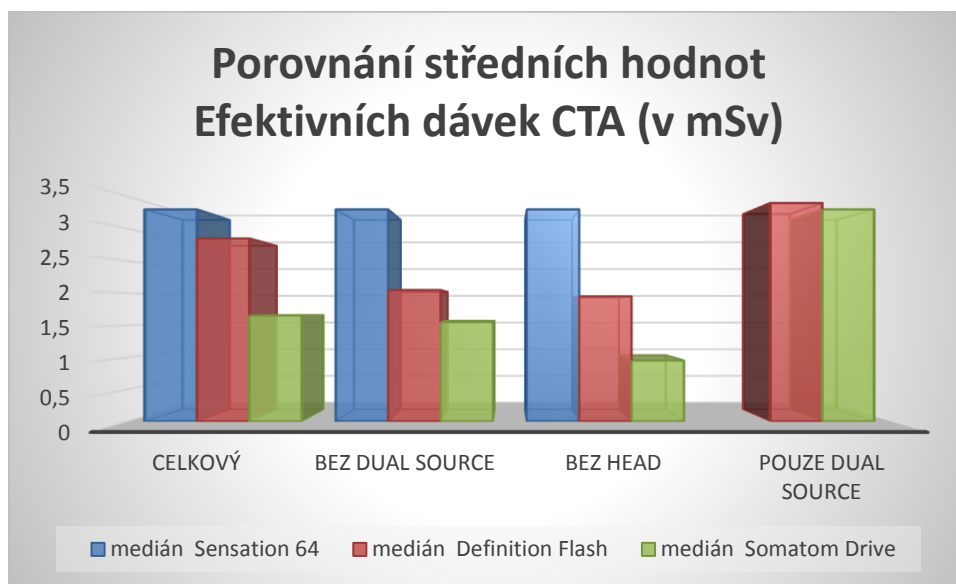
DSA	
pohlaví	dávka (mSv)
ž	3,28
ž	3,44
m	4,58
medián	
3,44	

Zdroj: vlastní

V tabulce 39 můžeme vidět, že medián efektivní dávky námi naměřené je 3,44 mSv. Nejnižší hodnota je 3,28 mSv a nejvyšší 4,58 mSv.

Graf č. 33 nám znázorňuje rozdíl poměrů středních hodnot efektivních dávek u CT přístrojů ve třech variantách. Výchozí naměřené hodnoty, hodnoty bez „dual source“, hodnoty bez protokolu „head“ a hodnoty pouze s „dual source“.

Graf 33 Porovnání středních hodnot efektivní dávky u CTA



Zdroj: vlastní

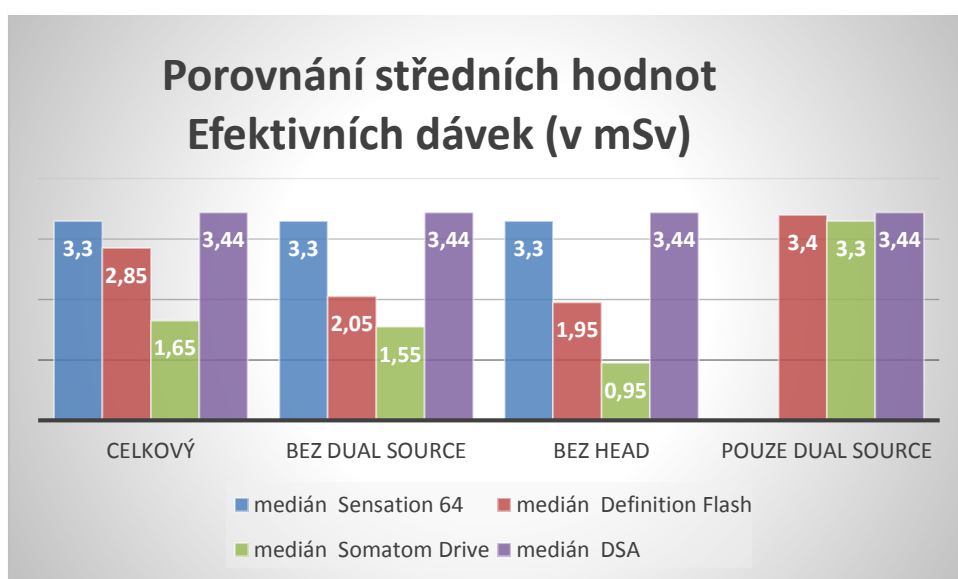
Jak je vidět, je patrné, že efektivní dávky klesají. Zahrneme-li všechny hodnoty je mezi hodnotami Definition Flash a Sensation 64 malý rozdíl, přičemž Somatom Drive vykazuje už značný rozdíl. Zajímavější je, pokud vynecháme metody dual source a vycházíme z ostatních vyšetření, zde se markantně snížil rozdíl mezi středními hodnotami efektivních dávek naměřených na Definition Flash a Somatom Drive (přesný rozdíl je 24%).

Budeme-li uvažovat, že „dual source“ je samostatná kategorie u nových přístrojů (Drive a Flash) a Sensation 64 je starší přístroj, který nemá možnost „dual source“ a tedy jeho hodnoty námi naměřené se vztahují na výsledky bez „dual source“ je následné procentuální vyjádření takovéto: „Definition Flash dosahoval střední hodnoty námi naměřených efektivních dávek o 38% nižší než Sensation 64. Somatom Drive dosahoval střední hodnoty o 53% nižší než Sensation 64 a o 24% nižší než Definition Flash“.

V případě že bychom nezahrnovali ani protokol „head“ tak se rozdíl mezi středními hodnotami efektivních dávek zvýší na celkem 41% mezi Definition Flash a Sensation 64, 72% mezi Somatom Drive a Sensation 64, a 51% mezi Definition Flash a Somatom Drive (vždy má nižší hodnoty efektivních dávek novější přístroj). Zajímavé je že vyšetření pomocí „dual source“ mají rozdíl v mediánu naprosto minimální a to 0,14 mSv.

Graf č. 34 zohledňuje i medián efektivní dávky naměřené na DSA přístroji Artis Zeego. Medián bude logicky u DSA v grafu vždy stejný, jelikož se na něj nevztahují možnosti CT vyšetření.

Graf 34 porovnání mediánu efektivních dávek u CTA a DSA



Zdroj: vlastní

Z grafu lze jednoznačně určit, že medián efektivní dávky naměřený u DSA je vždy nejvyšší. Nicméně rozdíl mediánu mezi DSA a Siemens Sensation 64 je pouhých 0,14 mSv, to je pouze 2%. Vezmeme-li vyšetření provedená bez techniky „dual source“ a porovnáme jejich medián s mediánem DSA, rozdíly budou následující (druhý jmenovaný bude mít vždy o uvedené procenta nižší medián efektivní dávky): „DSA/Sensation 64 2%, DSA/Definition Flash 40%, DSA/Somatom Drive 55%“. Zvážíme-li hodnoty efektivních dávek bez protokolu „head“ (a dual source) budou mediány opět s o něco vyšším procentuálním rozdílem. DSA/Sensation 64 2%, DSA/Definition Flash 43%, DSA/Somatom Drive 74%.

## DISKUZE

Cílem této bakalářské práce bylo uceleně nahlédnout do problematiky Vaskulárních onemocnění a jejich diagnostikou. V praktické části, rozdělené do dvou samostatných částí jsme se zabývali dvěma hlavními myšlenkami.

První myšlenkou je, že celkový počet lidí trpících Kardiovaskulárním onemocněním v posledních letech v Evropě narůstá, ale pomyslné nůžky mezi mortalitou a počtem případů se stále rozevírají. Budeme-li nad tím uvažovat, dnešní doba se vyznačuje zvýšenou stresovou zátěží, čím dál více lidí „trpí“ sedavým způsobem života a životospráva obecně směřuje spíše k jídlům bohatých na cholesterol a cukry. Hodně ubývá jídelníčků z kvalitních potravin, protože se projevují vyšší cenou. Není vůbec žádným tajemstvím, že čím dál více se rozmáhá onemocnění Diabetes mellitus, které je považováno jako velký rizikový faktor. Obecně vzato lze Diabetes „vypěstovat“ špatnou životosprávou, navíc bohužel se tato nemoc může přenést z generace na generaci a lidé, jejichž rodiče už měli projevy a sklon k Diabetu mohou předat tyto sklony svým potomkům.

Faktem také je, že kvalita nemocniční péče v Evropě roste, a oproti minulosti se čím dál méně stává, že člověk v dnešní době umírá na infarkt nebo neléčenou kardiovaskulární chorobu. Spousta zemí vynakládá velké úsilí na prevenci a včasný záchyt právě Kardiovaskulárních onemocnění. Například Česká kardiologická společnost usilovně pracuje na prosazování Národního kardiovaskulárního programu České republiky. Společnost European society of Cardiology rovněž pracuje na programech zajišťující prevenci a včasné léčení Kardiovaskulárních onemocnění. Tímto si tedy troufnu říci, že spousta zemí Evropy vynakládá značné úsilí na léčbu a prevenci Kardiovaskulárních onemocnění.

Z této myšlenky vzešla první hypotéza a první cíl této práce. Předpokládáme, že celkový počet úmrtí u Kardiovaskulárních onemocnění bude klesat, přestože incidence bude narůstat. Náš cíl ale není mapovat poměr mortality k incidenci, jelikož na to studie vypracované už jsou. Naším cílem je porovnat počet úmrtí a počet nových případů demograficky v rámci Evropy za uplynulé časové období, od „pádu železné opony“ do roku 2015. Je otázka, zdali jsou výrazné rozdíly v určitých demografických regionech a jestli se mezi Západní a Východní Evropou projevuje možný ekonomický rozdíl a s ním spojená životní úroveň.



Výsledným zmapováním údajů můžeme konstatovat, že jsme došli k zajímavým výsledkům.

Celkový počet úmrtí neklesá ve všech zemích Evropy, tedy předpoklad že v celé Evropě počet úmrtí klesá s uplynulými lety, je mylný. Pár zemí demograficky nezávisle jeví u počtu úmrtí delší stagnaci (Polsko, Itálie, Irsko, Švýcarsko, Španělsko a další). Česká republika dokonce vykazuje nárůst v celkovém počtu úmrtí na ICHS během posledních let. Je třeba zmínit, že pouze jedna země vykazuje nárůst celkového počtu úmrtí u ICHS, onemocnění arterií a kapilár a cerebrovaskulárních onemocnění současně a to Litva. Žádná jiná země tohoto jevu nedosáhla. Jelikož sousedé Litvy jeví klesající tendence, nastává otázka, co přesně tento jev mohlo zapříčinit. Další docela kritické hodnoty vykazuje Ukrajina, kde roste počet úmrtí na ICHS a rovněž počet úmrtí u onemocnění arterií a kapilár. Z těchto zjištění tedy lze usuzovat, že zde může být nějaká demografická a ekonomická spojitost (méně prostředků ve zdravotnictví, podobná životní úroveň).

Celková incidence v Evropě dramaticky roste, vezme-li v potaz čistě Evropu jako celek. Nicméně v rámci jednotlivých států překvapivě incidence roste velice pozvolna, ve Velké Británii dokonce klesá incidence onemocnění na ICHS. Je zajímavé, že u zemí kde roste mortalita, neroste incidence tak výrazně.

První cíl se tedy splnit podařilo a celkové zmapování incidence a počtu úmrtí v různých zemích Evropy přineslo pár překvapivých výsledků.

Druhou myšlenkou při tvorbě této práce bylo, jestliže nám roste počet lidí, kteří trpí onemocněním cév, bude potřeba i radiologických vyšetření za účelem správné diagnózy a následné léčby. U některých pacientů zde bude určitě kombinace CTA a DSA, u některých pouze CTA, u některých pacientů pouze DSA. Odtud vznikají dvě hlavní otázky. První je, jak velký rozdíl bude v efektivních dávkách mezi vyšetřením CTA a diagnostickou DSA. Druhá otázka je jak se od sebe budou lišit různé „generace“ přístrojů, generace je v tomto případě myšleno modely CT vyrobených v různých obdobích. Již delší dobu sleduji trend, že výrobci proklamují, že nový model CT má lepší vlastnosti, lepší vymoženosti, ale také produkuje nižší efektivní dávku na pacienta. V tomto případě jsme postupovali tak, že jsme vzali vzorek pacientů s podobnými tělesnými parametry (váha, výška) a vypočetli efektivní dávku z protokolů vyšetření, na určitých modelech jednoho výrobce. Jednalo se o vyšetření karotid a mozkových tepen na přístrojích Siemens Sensation 64, Siemens Definition Flash a Siemens Somatom Drive. Tyto tři modely byly využívány během let ve Fakultní nemocnici

Plzeň Lochotín. Zde byl předpoklad, že dávka bude mírně nižší u každého novějšího modelu, než byla u modelu staršího. Siemens Sensation 64 je považovaný za takovou nepsanou vlajkovou loď společnosti Siemens, kdy ještě dnes, i přestože se jedná o model více než 10 let starý, je využíván ve velkém počtu nemocnic a zdravotnických zařízení. Naproti tomu Somatom Drive je jeden z nejmodernějších CT přístrojů, který je hardwarem a softwarem propracovanější.

Při porovnání výsledků jednotlivých přístrojů nastal ovšem relativně problém, které výsledky použít. Siemens Sensation 64 totiž neměl při vyšetřeních karotid v protokolu pacienta žádnou zmínku o použití protokolu „head“, kdežto u vyšetření provedených na Siemens Definition Flash a Somatom Drive jsou v některých případech protokoly uvedeny, abych byl přesný tak ve velkém počtu se to týkalo právě modelu Somatom Drive. Je možné, že se změnil buď postup akvizice dat v nemocnici, nebo prostě nastala změna u výrobce.

Z tohoto důvodu jsme udělali určité „co kdyby“ scénáře a kromě čistě vypočtených dávek z vyšetření jsme hodnoty rozdělili a v určitých případech od nich odečetl právě protokol „head“. Nicméně za všech „scénářů“ platí jednoznačné výsledky. Sensation 64 má efektivní dávky nejvyšší, Definition Flash nižší než Sensation 64 ale vyšší než Somatom Drive. Zajímavé je, že rozdíly v mediánech jsou docela znatelné. Není to tedy tak, že by se posouvali dávky na pacienta po malých částech. Jen pro představu z námi naměřených dat lze bezpečně konstatovat, že efektivní dávka u dvou vyšetření na Somatomu Drive se bude blížit efektivní dávce jednoho vyšetření na přístroji Sensation 64, alespoň co se týče karotid a mozkových tepen.

V případě že bychom nezahrnovali ani protokol „head“, tak se rozdíl mezi středními hodnotami efektivních dávek zvýší na celkem 41% mezi Definition Flash a Sensation 64, 72% mezi Somatom Drive a Sensation 64, a na 51% mezi Definition Flash a Somatom Drive (vždy má nižší hodnoty efektivních dávek novější přístroj).

Tímto se jednoznačně splnil cíl 2 a hypotéza zde byla potvrzena.

Třetím cílem a zároveň posledním bylo zjistit, která z modalit CTA/DSA bude mít nižší radiační zátěž na pacienta při určitém diagnostickém výkonu. Zde nebylo vůbec lehké sehnat data, která by byla co nejvíce objektivní. Nakonec se podařilo najít přibližně dvacet vyšetření mozkových tepen, z toho ryze diagnostické na oblast karotid, které by měli podobné kritéria, byly tři. Jelikož jsou výpočty pouze tři, musíme se opírat i o jiné výzkumy.

Naštěstí se nám podařilo najít publikace, které se problematikou a měřením dávek DSA a CTA zabývaly. Konkrétně šlo o práce zveřejněné v Journal of Physics (Y. Netwong and A. Krisanachinda, 2016 *J. Phys.:* Conf. Ser. 694 012041) a článku v American Journal of neuroradiology (A.-L. Manninen, J.-M. Isokangas, A. Karttunen, T. Siniluoto and M.T. Nieminen. *A Comparison of Radiation Exposure between Diagnostic CTA and DSA Examinations of Cerebral and Cervicocerebral Vessels*, American Journal of Neuroradiology December 2012, 33 (11) 2038-2042).

Oba články popisují měření efektivních dávek podle ICRP 103, a v obou se hlavní oblast zájmu pohybovala v oblasti hlavy, kdy zde byly uvedené i dávky v rámci vyšetření cerviko cerebrálních tepen.

V práci zveřejněné v Journal of Physics bylo použito k měření dávek CT Siemens Sensation 64 a rovněž ten samý model byl využit v práci zveřejněné v American Journal of Neuroradiology. Jelikož model Sensation 64 jsme měli v modelech CT, ze kterých jsme počítali efektivní dávky, alespoň si můžeme ověřit, zdali se výpočty v něčem shodují. Metody výpočtu se však různili, pouze v naší práci bylo využito programu CTEXPO a PCMCX.

A.-L. Manninen, J.-M. Isokangas, A. Karttunen, T. Siniluoto a M.T. Nieminen využili ve své studii speciální fantom odpovídající živé tkáni a radio-fotoluminiscenčních dozimetrů, kdy došli k závěru že CTA cerviko cerebrálních tepen má efektivní dávku 4,85 mSv. V námi naměřených datech byl medián efektivní dávky výrazně nižší (3,3 mSv), nicméně jsou zde dvě vyšetření, které se hodnotou velice blíží (4,2 a 4,4 mSv) a jedno vyšetření mělo efektivní dávku dokonce vyšší (5,3 mSv). Z tohoto důvodu lze usuzovat, že vzhledem k většímu množství pacientů a vyšetření medián opravdu odpovídá reálným hodnotám.

Rovněž zahrneme-li i studii od Y. Netwong a A. Krisanachinda, jejich medián byl 3,7 mSv a jimi nejvyšší naměřená hodnota byla 5,13 mSv. Ti ve své práci použili data a měření na živých pacientech, stejně jako tomu je v naší bakalářské práci. K výpočtu použili techniku  $DLP (mGy.cm) \times k\text{-factor} (mSv/mGy.cm)$  což vlastně využívá i program CT EXPO. Tímto tedy lze říct, že naše výpočty se téměř shodují v mediánu a nejvyšší dávce u CTA provedené u Siemens Sensation 64.

Pro určení efektivní dávky za použití DSA A-L. Manninen, J-M. Isokangas, A. Karttunen, T. Siniluoto a M. T. Nieminen využili rovněž fantom simulující lidskou tkáň a dozimetry měřící efektivní dávku, přičemž použili jiný přístroj pro DSA, než je použit pro výpočty v naší bakalářské práci. Konkrétně místo Artis Zeego od firmy Siemens byl využit přístroj od firmy Philips: Integris Allura Biplane. Nicméně jimi naměřená hodnota efektivní dávky byla 3,6 mSv.

Y. Netwong a A. Krisanachinda ve své studii využili data nasbíraná opět během běžných vyšetření, kdy přístroj na kterém byla vyšetření prováděna, byl Siemens Axiom Artis Biplane. Rozdíl však byl v jejich kritériích, co se týče vzorku různých vyšetření. Namátkou je v práci zmíněno, že se do výsledných hodnot započítávala i 3D rotační angiografie, kterou já osobně nepovažuji za standart a neměla by být vztažena k mediánu efektivní dávky u běžných vyšetření DSA ale takovéto hodnoty evidovány zvlášť. Medián efektivní dávky při vyšetření karotid a tepen hlavy v jejich studii je 5,48 (mSv) kde se hodnoty pohybovali od 3,3-10,6 mSv. V naší bakalářské práci je využit Axiom Artis Zeego, což je vlastně přístroj, který spadá do stejné modelové „rodiny“ a technické specifikace by měli být podobné. Náš medián (3,44 mSv) vychází jen ze tří vyšetření, ale vyšetření jsou čistě diagnostická a troufnu si říct bez zbytečných průtahů, které by navyšovali dávku. Tím, že kolem tohoto mediánu námi naměřených efektivních dávek pohybovalo i mnoho hodnot ze studie Y. Netwong a A. Krisanachinda lze předpokládat, že hodnota mediánu 3,44 mSv je adekvátní.

Na otázku, která z modalit bude mít nižší efektivní dávku při vyšetření, budeme-li se bavit o středních hodnotách, je odpověď: CTA. Ovšem je zde několik okolností, které dokazují, že nelze s jistotou jednoznačně říct, že efektivní dávka při CTA bude nižší v každém případě. Jelikož velký počet vyšetření provedených na přístroji Sensation 64, a hlavně vyšetření provedená technikou „dual source“, překračovali hranici naměřené efektivní dávky 3,4 mSv, nemůžeme tvrdit že CTA bude mít vždy efektivní dávku nižší než DSA. Co lze však jednoznačně konstatovat: Pokud, využijeme k diagnostice cervikocerebrálních tepen CT přístroj Siemens Definition Flash a Somatom Drive bez „dual source“ je velmi vysoká pravděpodobnost že radiační zátěž na pacienta bude nižší než u vyšetření pomocí DSA. Vezmeme-li vyšetření provedená bez techniky „dual source“ a porovnáme jejich medián s mediánem DSA, rozdíly budou následující (druhý jmenovaný bude mít vždy o uvedená procenta nižší medián efektivní dávky): „DSA/Sensation 64 2%, DSA/Definition Flash 40%, DSA/Somatom Drive 55%. Tímto tedy byl splněn i třetí cíl bakalářské práce.

## ZÁVĚR

V teoretické části jsme uceleně popsali principy získávání diagnostického obrazu u tří hlavních modalit pro diagnostiku: CT, DSA a MR.

Praktická část měla hlavní cíle zmapovat incidenci a počet úmrtí za časové období 15 let (1990-2015) a určit efektivní dávku, kterou pacient obdrží při diagnostice cerviko-cerebrálních cév za využití CTA nebo DSA.

Zmapováním počtu úmrtí a incidence kardiovaskulárních onemocnění můžeme dojít k závěru, že jsou zde jisté rozdíly závislé na demografických ukazatelích. Potvrzuje se fakt, že země, které jsou v bývalém sovětském bloku, trpí víc na úmrtnost než země v západní Evropě. Nejhuře na tom jsou Polsko, Litva, Ukrajina a špatně na tom je z hlediska počtu úmrtí i Česká republika. Od roku 1995 do roku 2015 jediné dvě země vykazují dlouhodobější pokles incidence kardiovaskulárních onemocnění, v kterých je započítáno ICHS a mozková mrtvice. Tyto dvě země jsou: Velká Británie a Lotyšsko. Země jižní Evropy: Bulharsko, Srbsko, Řecko a Portugalsko na rozdíl od ostatních zemí mají větší mortalitu u cerebrovaskulárních onemocnění nežli u ICHS v delších časových obdobích, přičemž Itálie a Španělsko nemají mortalitu u ICHS o mnoho vyšší, nežli u cerebrovaskulárních onemocnění. Jednoznačně lze tak říci že cerebrovaskulární onemocnění je z hlediska mortality v jižní Evropě daleko větší problém než ICHS a onemocnění Arterií, arteriál a kapilár.

Vypočtením efektivních dávek na různých CT přístrojích od firmy Siemens můžeme dojít k jednoznačnému závěru, že novější modely vykazují nižší radiační zátěž na pacienta při diagnostice cerviko-cerebrálních tepen. Rozdíly v dávkách naměřených při plnohodnotných vyšetřeních bez vynechávání akvizčních protokolů jsou:

„Definition Flash dosahoval střední hodnoty námi naměřených efektivních dávek o 38% nižší než Sensation 64. Somatom Drive dosahoval střední hodnoty o 53% nižší než Sensation 64 a o 24% nižší než Definition Flash“.

Rozdíl mediánu naměřené efektivní dávky mezi DSA a Siemens Sensation 64 je pouhých 0,14 mSv, to je pouze 2%. Celkově můžeme konstatovat, že hodnoty efektivní dávky u vyšetření pomocí DSA se pohybují kolem 3 mSv u diagnostického využití bez delších intervenčních zákroků. Horní strop u některých modelů CT je až 5 mSv. Tímto tedy není možné říct že CTA bude vždy mít menší radiační zátěž na pacienta než DSA. Lze však

řící, že pokud bude pacient vyšetřen na CT přístroji Definition Flash, nebo Somatom Drive, je vysoká pravděpodobnost, že bude radiační zátěž pro pacienta nižší, než kdyby podstoupil diagnostický výkon pod DSA na přístroji Siemens řady Axiom Artis a Philips: Integris Allura Biplane díky studii zveřejněné v článku magazínu American Journal of neuroradiology (A.-L. Manninen, J.-M. Isokangas, A. Karttunen, T. Siniluoto and M.T. Nieminen, 2012).

Celkově námi naměřené rozdíly v mediánech efektivní dávky jsou:

„DSA/Sensation 64 2%, DSA/Definition Flash 40%, DSA/Somatom Drive 55%“.

Během měření efektivních dávek jsme také došli k jednoznačnému závěru, že použitím „dual source“ u akvizice dat roste efektivní dávka pro pacienta v některých případech i o více než 1 mSv. Celkově se efektivní dávka za použití metody „dual source“ pohybovala mezi 3 - 4,5 mSv. Z toho plyne, že pokud to není nutné, vyšetření cervikální cerebrálních tepen by nemělo být prováděno metodou „dual source“, protože radiační zátěž v tomto případě vždy roste.

## POUŽITÁ LITERATURA

1. BAXA, Jan a Jiří FERDA. *Multidetektorová výpočetní tomografie srdce*. 1. vyd. Praha: Galén, c2012, 213 s. ISBN 978-80-7262-880-3.
2. ELMAOĞLU, Muhammed a Azim Çelik. *MRI Handbook: MR Physics, Patient Positioning, and Protocols*. New York: Springer-Verlag, c2012. 318 s. ISBN: 978-1-4614-1096-6
3. FERDA, Jiří. *CT Angiografie* 1. vyd. Praha: Galén, c2004, 408 s. ISBN: 80-7262-281-1
4. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN: 978-80-7262-608-3.
5. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén, 2015, 148 s. ISBN 978-80-7492-164-3.
6. FERDA, Jiří, Milan NOVÁK a Boris KREUZBERG. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén, c2002, 663 s. ISBN: 80-726-2172-6.
7. FLOWER, M. A., ed. *Webb's physics of medical imaging*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, c2012. xxxvi, 811 s., [16] s. obr. příl. Series in medical physics and biomedical engineering. ISBN 978-0-7503-0573-0.
8. GEOFFREY D. Rubin, Neil M. Rofsky. *CT and MR Angiography: Comprehensive Vascular Assessment*. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2012. 1316 s. ISBN: 978-0781745253
9. GESCHWIND, Jean-François H. a Michael D. DAKE, ed. *Abram's angiography interventional radiology*. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, c2014. 1240 s. ISBN: 978-1-60913-792-2.
10. CHARVÁT, František a Bohumil MARKALOUS. *Zobrazení hlavy: metodika vyšetřování, anatomie, patologie, klinika: CT, MR, RTG, PET, PET/CT, sonografie, endoskopie, angiografie, intervenční neuroradiologie, navigovaná chirurgie*. Praha: Triton, c2006. ISBN 80-7254-904-9.
11. KALITA, Zbyněk a kol. *Akutní cévní mozkové příhody: diagnostika, patofyziologie, management*. Praha: Maxdorf, ©2006. 623 s. Jessenius. ISBN 80-85912-26-0.

12. KRAJÍČEK, Milan. *Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 436 s. ISBN 978-80-247-0607-8.
13. KRAJINA, Antonín a Antonín HLAVA. *Angiografie*. 1. vyd. Hradec Králové: NUCLEUS HK, 1999, 550 s. ISBN: 80-901-7536-8.
14. KRAJINA, Antonín a kol. *Intervenční radiologie: miniinvazivní terapie*. 1. vyd. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005. 835 s. ISBN 80-86703-08-8.
15. MECHL, Marek, Jaroslav TINTĚRA a Jan ŽIŽKA. *Protokoly MR zobrazování*. 1. vyd. Praha: Galén, c2014, 103 s. ISBN 978-80-7492-109-4.
16. PLEVA, Martin a Petr OUŘEDNÍČEK. *MRI srdce: praktické využití z pohledu kardiologa*. Praha: Grada, 2012. 144 s. ISBN 978-80-247-3931-1.
17. PROCHÁZKA, Václav a Petr NOVOBILSKÝ. *Atlas vaskulární diagnostiky a intervenčních výkonů*. Praha: Maxdorf, 2017, 639 s. Jessenius. ISBN 978-80-7345-472-2.
18. ROMANS, L. E. *Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text*. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, 2011. 379 s. ISBN: 978-0-7817-7751-3
19. ŠTÁDLER, Petr. *Miniinvazivní přístupy v cévní chirurgii*. Praha: Maxdorf, c2013, 200 s. Jessenius. ISBN 978-80-7345-296-4.
20. VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015, 157 s. Odborná publikace. ISBN 978-80-244-4508-3.
21. WAKE Ryotaro, Hidetaka Iida a kol. *History of Coronary Angiography, Advances in the Diagnosis of Coronary Atherosclerosis*. Japan: INTECH Open Access Publisher, 2011. 378 s. ISBN: 978-953-307-286-9
22. WEISHAUPT Dominik, Victor D. Köchli a Borut Marinček. *How Does MRI Work?: An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging*. 2nd. ed. Berlin-New York: Springer, 2006. 169 s. ISBN: 978-3-540-30067-0
23. WESTBROOK, Catherine. *Handbook of MRI technique*. Chichester: Wiley Blackwell, 2014. 400 s. ISBN: 978-1-118-66162-8.



24. *Intracranial atherosclerosis* [online]. Chichester, UK: Wiley-Blackwell, 2008 [cit. 2017-04-01]. Dostupné z: <http://site.ebrary.com/lib/natl/Doc?id=10301296>.
25. A.-L. Manninen, J.-M. Isokangas, A. Karttunen, T. Siniluoto and M.T. Nieminen. *A Comparison of Radiation Exposure between Diagnostic CTA and DSA Examinations of Cerebral and Cervicocerebral Vessels*, American Journal of Neuroradiology December 2012, 33 (11) 2038-2042
26. Y. Netwong and A. Krisanachinda, 2016 *J. Phys.: Conf. Ser.* 694 012041
27. ULLMANN, Vojtěch. *AstroNuklFyzika*. [Online] [Citace: 11. listopad 2017.] <http://astronuklfyzika.cz/>.

## SEZNAM ZKRATEK

2D.....	dvou rozměrný
3D.....	tří rozměrný
99mTC .....	metastabilní Technecium 99
a. ....	arterie (jednotné číslo)
aa. ....	artérie (množné číslo)
ADC.....	převodník z analogického signálu na digitální
AHA .....	American Heart Association/American Stroke Association
AVM .....	arterio-venózní malformace
CD.....	kompaktní disk
CE .....	contrast enhanced
CE-MRA .....	contrast enhanced magnetic resonance angiography
CMP.....	cévní mozková příhoda
CNR .....	contrast to noise ratio
CT .....	výpočetní tomografie
CTA .....	angiografie výpočetní tomografií
DSA .....	digitální subtrakční angiografie
EHN .....	European Hearth network
EKG .....	elektrokardiogram
EPI .....	echo planární zobrazení
F.....	rekonstruční filtr
F .....	frenč
FN .....	fakultní nemocnice

FOV ..... field of view

FPS..... snímek za vteřinu

GRE ..... gradient echo

HDD..... pevný disk

HU..... hounsfieldova jednotka

I..... proud

ICHS ..... ischemické choroby srdeční

IT..... informační technologie

KL ..... kontrastní látka

kV..... kilo Volt

L ..... délka

LI..... lineární interpolace

M ..... velikost matice

MDCT ..... multidetektorová výpočetní tomografie

mg/ml ..... miligram na mililitr

mg/s..... miligram za sekundu

MIP ..... maximal intensity projection

ml ..... mililitr

ml/s..... mililitr za sekundu

mm Hg ..... torr (jednotka hydrostatického tlaku)

MOTSA ..... multičetné překrývání řezů

MR ..... magnetická rezonance

MRA ..... angiografie magnetickou rezonancí

MRI..... zobrazení magnetickou rezonancí

ms..... milisekunda

MTF ..... modulační převodní funkce

N ..... nukleonové číslo

N..... počet řad

P ..... pitch

PC ..... phase contrast

RAR ..... souborový formát

RF..... radiofrekvenční

RI ..... rekonstrukční inkrement

RSNA ..... Radiological society of North America

RT ..... rotační doba

SAK ..... subarachnoidální krvácení

SC..... kolimace jedné sekce

SE ..... spin echo

SW ..... šířka sekce

t ..... čas

T..... tesla (jednotka síly magnetického pole)

TF..... posun stolu

TFT ..... thin film tranzistor

Th4..... čtvrtá hrudní obratel

Th6..... šestá hrudní obratel

TIPS ..... transjugulární intrahepatický portosystémový shunt

TOF..... time of flight

TR ..... repetiční čas

TV ..... televizní

U..... napětí

US ..... ultra sound/ultrazvuk

USG ..... ultrasonografie

v. .... véna

VRT ..... volume rendering technique

WHO..... world health organisation

Z..... protonové číslo

ZIP ..... souborový formát

ZnS:Ag ..... sulfid zinku obohacený stříbrem

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 První Angiogram pořízený Haschekem a Lindenthalem .....	9
Obrázek 2 Diagram pro získání obrazu .....	11
Obrázek 3 Zesilovač obrazu .....	13
Obrázek 4 schéma videokamery .....	14
Obrázek 5 znázornění spirální akvizice .....	35
Obrázek 6 znázornění pole svazku x-záření .....	36
Obrázek 7 znázornění šíře vrstvy u MDCT při různých nastaveních (A-D).....	36
Obrázek 8 znázornění magnetického a rotačního pohybu protonu .....	52
Obrázek 9 znázornění magnetického pole v rovině X při působení gradientních cívek.....	54
Obrázek 10 znázornění magnetického pole v rovině Y při působení gradientních cívek.....	54
Obrázek 11 znázornění magnetického pole v rovině Z při působení gradientních cívek .....	55
Obrázek 12 aplikace WHO .....	68
Obrázek 13 menu aplikace WHO .....	69
Obrázek 14 tabulka WHO .....	70
Obrázek 15 převedení textu na data .....	71
Obrázek 16 data k zpracování .....	71
Obrázek 17 rozhraní programu Dicompass .....	115
Obrázek 18 rozhraní programu CT EXPO .....	116
Obrázek 19 protokol pacienta u CT vyšetření .....	117
Obrázek 20 výběr oblasti a pohlaví pacienta.....	117
Obrázek 21 protokol pacienta u vyšetření DSA .....	119
Obrázek 22 Hlavní menu PCMCX.....	119
Obrázek 23 ukázka příkladu simulace v PCXMC.....	120
Obrázek 24 rozhraní pro výpočet dávky.....	121
Obrázek 25 možnosti navolení parametrů pro výpočet .....	121
Obrázek 26 zadání hodnoty dose area product.....	122
Obrázek 27 výsledné hodnoty pro jednu projekci v PCXMC .....	123

## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Mortalita na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár Visegradské 4.....	72
Tabulka 2: Mortalita na cerebrovaskulární onemocnění Visegradské 4 .....	73
Tabulka 3: Mortalita na onemocnění ICHS Visegradské 4.....	75
Tabulka 4: Mortalita na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v západní Evropě.....	76
Tabulka 5: Mortalita na cerebrovaskulární onemocnění pro země západní Evropy .....	78
Tabulka 6 Mortalita na onemocnění ICHS pro země západní Evropy.....	79
Tabulka 7 Počet úmrtí u onemocnění Arterií, arteriol a kapilár u zemí Beneluxu.....	81
Tabulka 8 Počet úmrtí pro cerebrovaskulární onemocnění u zemí Beneluxu.....	82
Tabulka 9 Počet úmrtí pro ICHS u zemí Beneluxu.....	83
Tabulka 10 Počet úmrtí u onemocnění Arterií, Arteriol u zemí Skandinávie .....	84
Tabulka 11 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění v zemích Skandinávie.....	85
Tabulka 14 Počet úmrtí na ICHS v zemích Skandinávie .....	87
Tabulka 15 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v Pobaltí.....	88
Tabulka 16 Počet úmrtí na cerebrovaskulární onemocnění v Pobaltí .....	90
Tabulka 17 počet úmrtí u ICHS v Pobaltí .....	91
Tabulka 18 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v jižní Evropě .....	93
Tabulka 19 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění pro jižní Evropu.....	94
Tabulka 20 mortalita u ICHS pro země jižní Evropy.....	96
Tabulka 21 počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár ve východní Evropě..	98
Tabulka 22 počet úmrtí pro cerebrovaskulární onemocnění ve východní Evropě.....	100
Tabulka 23 počet úmrtí u ICHS v zemích východní Evropy .....	101
Tabulka 24 Incidence kardiovaskulárních onemocnění pro země V4.....	106
Tabulka 23 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v západní Evropě .....	107
Tabulka 24 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v Beneluxu.....	108
Tabulka 25 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v Pobaltí.....	109
Tabulka 26 Incidence kardiovaskulárních onemocnění ve Skandinávii .....	110
Tabulka 27 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v jižní Evropě.....	111
Tabulka 28 Incidence kardiovaskulárních onemocnění ve východní Evropě.....	112
Tabulka 29 Incidence kardiovaskulárních onemocnění pro celou EU .....	113

Tabulka 30 výsledné efektivní dávky pro Siemens Somatom Sensation 64 .....	125
Tabulka 31 výsledné efektivní dávky naměřené na přístroji Definition Flash.....	126
Tabulka 32 výsledné efektivní dávky pro Definition Flash bez "dual source" .....	126
Tabulka 33 výsledné efektivní dávky pro Definition Flash bez protokolu "head" .....	127
Tabulka 34 výsledné efektivní dávky pro Definition Flash pouze s "dual source" .....	127
Tabulka 35 všechny naměřené dávky pro Somatom Drive.....	128
Tabulka 36 výsledné dávky pro Somatom Drive bez "dual source" .....	128
Tabulka 37 výsledky pro Somatom Drive bez protokolu "head" .....	129
Tabulka 38 výsledky pro Somatom Drive pouze "dual source".....	130
Tabulka 39 výsledné efektivní dávky pro vyšetření DSA.....	130



## SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár u Visegradské 4 .....	71
Graf 2 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění pro země Visegradské 4 .....	73
Graf 3 Mortalita pro onemocnění ICHS u zemí Visegradské 4 .....	74
Graf 4 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v západní Evropě.....	76
Graf 5 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění u zemí západní Evropy .....	77
Graf 6 Mortalita u onemocnění ICHS u zemí západní Evropy .....	79
Graf 7 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v Beneluxu.....	80
Graf 8 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění pro Benelux .....	81
Graf 9 Mortalita pro ICHS u zemí Beneluxu .....	82
Graf 10 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár ve Skandinávii .....	83
Graf 11 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění v zemích Skandinávie.....	85
Graf 12 Mortalita u ICHS v zemích Skandinávie .....	86
Graf 13 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v Pobaltí.....	88
Graf 14 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění pro Baltské země .....	89
Graf 15 Mortalita u ICHS pro Baltské země .....	91
Graf 16 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár v jižní Evropě .....	92
Graf 17 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění pro jižní Evropu.....	94
Graf 18 Mortalita u ICHS pro země jižní Evropy .....	95
Graf 19 Počet úmrtí na onemocnění Arterií, arteriol a kapilár ve východní Evropě .....	98
Graf 20 Mortalita u cerebrovaskulárních onemocnění pro východní Evropu .....	99
Graf 21 Mortalita u ICHS v zemích východní Evropy.....	100
Graf 22 ICHS mortalita za poslední rok u žen .....	102
Graf 23 Mortalita ICHS za poslední rok u mužů.....	103
Graf 24 Mortalita Mozkové mrtvice za poslední rok u žen.....	104
Graf 25 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v zemích V4.....	106
Graf 26 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v západní Evropě.....	108

Graf 27 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v Beneluxu.....	109
Graf 28 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v Pobaltí.....	110
Graf 29 Incidence kardiovaskulárních onemocnění ve Skandinávii.....	111
Graf 30 Incidence kardiovaskulárních onemocnění v jižní Evropě.....	112
Graf 31 Incidence kardiovaskulárních onemocnění ve východní Evropě.....	113
Graf 32 Incidence kardiovaskulárních chorob pro EU.....	114
Graf 33 Porovnání středních hodnot efektivní dávky u CTA.....	131
Graf 34 porovnání mediánu efektivních dávek u CTA a DSA.....	132

## **SEZNAM PŘÍLOH**

- Příloha 1 Informovaný souhlas o sběru dat ve FN Plzeň
- Příloha 2 Souhlas o využití dat v CVD reportu od EHN

# PŘÍLOHA A – SOUHLASY O SBĚR A VYUŽITÍ DAT

Příloha 1: Informovaný souhlas o sběru dat ve FN Plzeň.



Vážený pan  
Marcel Konjata  
Student oboru Radiologický asistent  
Fakulta zdravotnických studií - Katedra záchranářství a technických oborů  
Západočeská univerzita v Plzni

## Povolení sběru informací ve FN Plzeň

Na základě Vaší žádosti Vám jménem Útvaru náměstkyně pro ošetrovatelskou péči FN Plzeň **uděluji souhlas** se sběrem informací o zobrazovacích metodách, používaných u pacientů *Kliniky zobrazovacích metod (KZM) FN Plzeň*. Informace budete získávat v souvislosti s vypracováním Vaší analytické bakalářské práce s názvem „*Radiodiagnostické metody pro zobrazení cév a jejich využití v moderním lékařství*“.

Podmínky, za kterých Vám bude umožněna realizace Vašeho šetření ve FN Plzeň:

- Vrchní radiologický asistent KZM souhlasí s Vaším postupem.
- Vaše šetření osobně povedete.
- Vaše šetření nenaruší chod pracoviště ve smyslu provozního zajištění dle platných směrnic FN Plzeň, ochrany dat pacientů a dodržování Hygienického plánu FN Plzeň. Vaše šetření bude provedeno za dodržení všech legislativních norem, zejména s ohledem na platnost zákona č. 372/2011 Sb., o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování, v platném znění.
- Sběr informací pro Vaši bakalářskou práci budete provádět v době Vašich, školou schválených, praktik, **pod přímým vedením MUDr. Petra Schmedhubera, lékaře KZM FN Plzeň.**
- Obrazové, popř. i další údaje ze zdravotnické dokumentace pacientů, které budou uvedeny ve Vaší práci, musí být zcela anonymizovány.
- Po zpracování Vámi zjištěných údajů poskytnete zdravotnickému oddělení / klinice či organizačnímu celku FN Plzeň závěry Vašeho šetření, pokud o ně projeví oprávněný pracovník ZOK / OC zájem a budete se aktivně podílet na případné prezentaci výsledků Vašeho šetření na vzdělávacích akcích pořádaných FN Plzeň.

Toto povolení nezakládá povinnost zdravotnických pracovníků s Vámi spolupracovat, pokud by spolupráce s Vámi narušovala plnění pracovních povinností zaměstnanců, jejich soukromí, či pokud by spolupráci s Vámi zaměstnanci pocítovali jako újmu. Účast zdravotnických pracovníků na Vašem šetření je dobrovolná.

Přeji Vám hodně úspěchů při studiu.

Mgr. Bc. Světluše Chabrová  
manažerka pro vzdělávání a výuku NELZP  
zástupkyně náměstkyně pro oš. péči

Útvar náměstkyně pro oš. péči FN Plzeň  
tel. 377 103 204, 377 402 207  
e-mail: [chabrovas@fnplzen.cz](mailto:chabrovas@fnplzen.cz)

11. 7. 2017

Zdroj FN Plzeň

## Příloha 2: souhlas o využití dat EHN



Michelle Mildiner [mmildiner@ehnheart.org](mailto:mmildiner@ehnheart.org)

25. 9. 2017, 16:07

Komu: maca25@seznam.cz

✉ RE: question about premission for Data usage



Dear Mr. Konjata,

Many thanks for your email. There is no problem at all to use part of our data from the CVD Statistics Report 2017, as long as we are acknowledged correctly in terms of source and authors, as you already confirm below.

Wishing you all the best for your studies,

Michelle Mildiner  
PA to the Director and Secretary



### European Heart Network (EHN)

Rue Montoyer 31 - 1000 Brussels - Belgium

Tel: +32 2 512 91 74 - Fax: +32 2 503 35 25

[info@ehnheart.org](mailto:info@ehnheart.org) - [www.ehnheart.org](http://www.ehnheart.org)

EU Transparency Register Number: 3606882168-35

The European Heart Network plays a leading role in the prevention and reduction of cardiovascular diseases, in particular heart disease and stroke, through advocacy, networking, capacity-building and patient support, so that they are no longer a major cause of premature death and disability throughout Europe.

EHN is a not-for-profit, non-governmental organisation independent of political parties and economic interests.

EHN is fully-funded by its members, which are national heart foundations, and receives no funds from any industry.

*Zdroj: EHN Brussel*