

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích

Branišovská 31, 370 05 České Budějovice

Zdravotně sociální fakulta

**Experimentální výzkum specifického absorbovaného výkonu na  
magnetické rezonanci 3.0 Tesla**

Bakalářská práce

Jaroslav Ráček DiS.

Vedoucí práce: MUDr. Tomáš Belšan, CSc.

17. 8. 2009

## **Abstract:**

### **Experimental research of specific absorbed rate at 3.0 Tesla magnetic resonance scanner**

The issue of the Specific Absorbed Rate (SAR) is becoming more interesting mainly due to new installations of MRI scanners of the magnetic field intensity of 3.0 Tesla (T). 3 T devices are characterized by quadruplicated SAR comparing to 1,5 T devices. As it is possible to exceed set safety limits during examinations, it is important to monitor the SAR level. This thesis describes relations among parameters of examinational sequences, a patient's weight and the Specific Absorbed Rate. The SAR also causes so called thermal stress, which can be dangerous namely for patients with impaired thermoregulation. Reaching the maximum allowed level of SAR causes the examination to be discontinued; the examination then can be more affected by artifacts or completely prematurely stopped. Most of the tests, during which the parameters of examinational sequences were changed, were performed using phantom. A part of this thesis is devoted to results of practical examinations of patients. Only standard examinational processes approved by the Ethical Committee of the Central Military Hospital Prague were performed while examining these patients.

The results of individual tests are evaluated comprehensively in conclusion of this thesis and put into relations with practically used procedures of examination. Methods and procedures of reductions the SAR level are described in that part of this thesis.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Experimentální výzkum specifického absorbovaného výkonu na magnetické rezonanci 3.0 Tesla“ vypracoval samostatně a použil jen pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury. Prohlašuji, že v souladu s § 47 b zákona č 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě fakultou elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich internetových stránkách.

V Českých Budějovicích .....Jaroslav Ráček DiS

## Obsah

Úvod.....	7
1. Současný stav .....	9
2. Cíl práce a hypotézy .....	11
3. Metodika.....	12
3.1. SAR je nepřímo úměrný hmotnosti pacienta.....	12
3.1.1. Stanovení metodiky a postupu měření.....	12
3.1.2. Experimentální část .....	13
3.1.3. Klinická část .....	14
3.2. SAR je nepřímo úměrný opakovacímu času sekvence.....	15
3.2.1. Stanovení metodiky a postupu měření.....	15
3.2.2. Experimentální část .....	15
3.2.3. Klinická část .....	16
3.3. SAR je přímo úměrný sklápěcímu úhlu při RF pulzu .....	17
3.3.1 Stanovení metodiky a postupu měření.....	17
3.3.2. Varianta 1 .....	17
3.3.3. Varianta 2 .....	17
3.4. Změna počtu vyšetřovaných vrstev .....	18
4. Výsledky.....	19
4.1. SAR je nepřímo úměrný hmotnosti .....	19

4.1.1. Experimentální část – vyšetření mozku .....	19
4.1.2. Experimentální část – vyšetření lumbosakrální páteře .....	21
4.1.3. Klinická část – nativní vyšetření mozku.....	21
4.1.4. Klinická část – nativní vyšetření lumbosakrální páteře.....	24
4.2. SAR je nepřímo úměrný opakovacímu času sekvence .....	27
4.2.1. Experimentální část .....	27
4.2.2. Klinická část – měření v oblasti T1 a PD .....	28
4.2.3. Klinická část – měření v oblasti T2 .....	30
4.3. SAR je přímo úměrný FA při RF pulzu.....	33
4.4. Změna počtu vyšetřovaných vrstev .....	36
5. Diskuse .....	39
5.1. SAR je nepřímo úměrný hmotnosti .....	39
5.2. SAR je nepřímo úměrný opakovacímu času sekvence .....	41
5.3. SAR je přímo úměrný sklápěcímu úhlu při RF pulzu .....	42
5.4. Změna počtu vyšetřovaných vrstev .....	43
6. Závěr .....	44
6.1. Potvrzení x vyvrácení hypotéz.....	44
6.1.1. SAR je nepřímo úměrný hmotnosti pacienta.....	44
6.1.2. SAR je přímo úměrný opakovacímu času sekvence.....	44
6.1.3. SAR je přímo úměrný sklápěcímu úhlu při RF pulzu .....	45
6.1.4. Změna počtu vyšetřovaných vrstev .....	45

6.2. Redukce SAR.....	45
7. Seznam použité literatury .....	47
8. Klíčová slova .....	48
9. Přílohy .....	49
10. Seznam zkratk.....	54
11. Seznam příloh .....	55

## Úvod

Do praxe jsem nastoupil v roce 2004 v Ústřední vojenské nemocnici v Praze Střešovicích. Začal jsem na klasické skiagrafické vyšetřovně a postupně se seznamoval s dalšími vyšetřovacími metodami, které se na pracovišti prováděly. Nejvíce mě oslovilo vyšetřování magnetickou rezonancí. Během mého dálkového studia na Jihočeské univerzitě došlo k instalaci nové magnetické rezonance (MR) o intenzitě magnetického pole 3.0 Tesla. Do té doby jsme měli zkušenosti pouze s přístrojem o intenzitě magnetického pole 1,5 Tesla. Hardwarová i softwarová výbava nového přístroje umožňovala provádět vyšetření, o kterých jsme dosud četli jen v odborné literatuře. K novým typům vyšetřovacích sekvencí ovšem přibylo i jedno omezení, se kterým jsme se doposud nesetkali. Jedná se o indikátor specifického absorbovaného výkonu (SAR), tzv. SAR display. Tento indikátor nám během vyšetření ukazuje hodnotu absorbované radiofrekvenční energie (RF) v těle pacienta, přeměněnou na tepelnou energii.

Radiofrekvenční záření je definováno jako elektromagnetické záření v rozmezí od 0 do 300 Gigahertz (GHz). Termoregulační a další fyziologické změny v lidském těle při expozici RF záření závisí na množství absorbované energie. Dozimetrický termín, který používáme k popisu této absorpce, je nazýván „specifický absorbovaný výkon“. SAR je hmotnostně normalizovaný poměr, ve kterém je RF energie spřažena s biologickou tkání. Typicky je udáván v jednotkách watt na kilogram (W/kg). Během MR vyšetření je hodnota udávána v celotělovém průměru a špičkové úrovni (SAR je zprůměrnován na 1 gram tkáně, peak SAR). (2)

Skutečnou hodnotu absorbované energie nemůžeme prakticky změřit, indikovaná hodnota je odhadnuta z námi zadaných údajů a energie vyzářené vysílačem.

Zobrazení na SAR indikátoru MR přístroje probíhá jednak v procentuelním odhadu zahřátí pacienta, vztaženým k bezpečnostním limitům implementovaných v přístrojovém softwaru. A jednak v absolutní hodnotě SAR.

Skutečný vzrůst teploty tkání závisí na mnoha různých faktorech spojených se systémem teplotní regulace jednotlivce a okolním prostředím. RF energie může zahřívat pacientovu tkáň, je-li přiváděna rychleji, než je pacientova tkáň schopna danou energii rozptýlit. Míra zahřátí tkáně závisí na pacientově hmotnosti, typu pulzní sekvence, časových faktorech, počtu řezů a na použití voleb snímkování, jako je například saturace tuku nebo mozkomíšního moku. Výkon také není přiváděn rovnoměrně na celého pacienta, ale preferenčně na vyšetřovanou část těla. Vzrůst tělesné teploty může představovat nebezpečí pro pacienta se sníženou schopností teplotní regulace. Snížení schopnosti teplotní regulace může být způsobeno již existujícím stavem, jako jsou srdeční poruchy, které mají za následek sníženou oběhovou funkci, hypertenze, diabetes, stáří, obezita, horečka nebo zhoršená schopnost pocení.

Sledování RF energie a limitování SAR pomáhají zabránit nadměrné RF expozici. Hodnoty SAR se vypočítávají na základě pacientovy hmotnosti. Proto je důležité při zadávání údajů o pacientovi vložit správnou hodnotu.

Již během prvních dnů po zpuštění provozu MR přístroje bylo vyzorováno, že vyšší hodnoty SAR jsou typické pro vyšetření zahrnující větší vyšetřovaný objem tkáně, zejména v oblasti trupu. Výjimečně došlo k dosažení hodnoty 100% na SAR indikátoru a vyšetření bylo přerušeno. Při vyšetřování menších objemů, jako jsou klouby nebo mozek, dochází k minimálnímu tepelnému zatížení pacienta.

Účinky tepelného stresu jsou makroskopicky pozorovatelné i na pacientech – pocení, zarudnutí, nevolnost. Pro objasnění vztahů, mezi úrovní SAR, parametry sekvencí a hmotností pacienta, jsem si toto téma zvolil ke zpracování ve své bakalářské práci.



## 1. Současný stav

V současné době jsou v České republice instalovány tři vyšetřovací systémy magnetické rezonance o intenzitě magnetického pole 3.0 T určené pro konvenční vyšetřování. Jedná se přístroje: Magnetom Trio 3T (umístěný v Institutu klinické a experimentální medicíny v Praze), Signa 3T HDx (umístěný v Ústřední vojenské nemocnici v Praze Střešovicích) a Philips Achieva 3.0 T (v Privátní klinice JL v Praze). Z této skutečnosti plyne, že zkušenosti s takto silnými poli má v České republice jen velmi malá část radiologických asistentů i lékařů.

U 3.0 T přístrojů se začíná více mluvit o problematice SAR z důvodu jeho čtyřnásobného navýšení oproti 1.5 T. (1; 4)

V době registrace tématu mé bakalářské práce nebyly nalezeny žádné články na internetu nebo v odborné literatuře, které by popisovaly vztah mezi parametry sekvencí, hmotností pacienta a SAR. Mé zkušenosti vycházejí z práce na přístroji Signa 3T HDx při vyšetřování ve "first level mode".

Mezinárodní standard [IEC 60601-2-33 (9. září 2001)] stanovuje limity SAR pro 3 rozdílné módy: normal mode, first level mode, a „zakázaný“ second level. Limity pro normal mode SAR jsou vypočteny tak, aby expozice RF nezpůsobila pacientovi žádný fyziologický stres. Limity při vyšetřování ve first level mode vyžadují zdravotnický dohled nad pacientem. (1)

Limity pro first level mode:

Maximálně 4 W/kg celotělová expozice

Maximálně 4 až 10 W/kg dílčí expozice, závisí na poměru exponované a neexponované části pacientova těla

Maximálně 3.2 W/kg pro expozici na hlavu

Maximálně 10 W/kg pro lokální SAR uvnitř hlavy nebo trupu

Maximálně 20 W/kg pro lokální SAR uvnitř končetin (1)

## **2. Cíl práce a hypotézy**

Cílem mé práce je popsat vztah mezi parametry vyšetřovacích sekvencí, hmotností pacienta a hodnotou SAR.

Předpokládané hypotézy:

- a) SAR je nepřímo úměrný hmotnosti
- b) SAR je nepřímo úměrný opakovacímu času sekvence.
- c) SAR je přímo úměrný sklápěcímu úhlu při RF pulzu.

### 3. Metodika

#### 3.1. SAR je nepřímo úměrný hmotnosti

##### 3.1.1. Stanovení metodiky a postupu měření

Pro ověření této hypotézy byly stanoveny tyto standardní podmínky měření:

- a) Parametry vyšetřovacích sekvencí zůstanou beze změn
- b) Proměnnou je hmotnost

Pro kategorii malých vyšetřovaných objemů s malým field of view (FOV) bylo vybráno vyšetření mozku. Pro kategorii velkých vyšetřovaných objemů s velkým FOV bylo zvoleno vyšetření lumbosakrální páteře.

Tento test je rozdělen do dvou hlavních oddílů:

Experimentální část – měření za pomoci fantomu

Klinická část – měření při vyšetřování pacientů

Jestliže bylo třeba během klinického vyšetření protokol pozměnit nebo upravit parametry sekvence, pak hodnota SAR nebyla zahrnuta do výsledků měření. Změnou protokolu je myšleno přidání dalších vyšetřovacích sekvencí, které je třeba zhotovit za účelem stanovení správné diagnózy. Změnou parametrů sekvence je myšleno například upravení opakovacího času pro získání většího počtu vrstev, úprava hodnoty fázového kódování pro změnu rozlišení matrix nebo změna opakování počtu excitací pro úpravu akvizičního času.

### 3.1.2. *Experimentální část*

Dle uživatelské příručky je jedním z hlavních parametrů pro odhad SAR námi zadaná hmotnost pacienta při jeho registraci do MR přístroje. Byl tedy zvolen následující postup měření:

- a) Do gantry MR přístroje vložíme standardní fantom dodaný výrobcem MR zařízení a provedeme simulaci vyšetření
- b) Při registraci budeme měnit zadanou hmotnost a sledovat jak se mění hodnota SAR

Nejprve bylo dle tohoto postupu simulováno vyšetření mozku. Byla použita standardní hlavová cívka, do které byl uložen rozměrově odpovídající fantom dodaný k MR přístroji. Při registraci byla zadávána hmotnost od 50 kg do 130 kg. Rozmezí mezi jednotlivými měřeními bylo 10 kg. Pro každou hmotnost byl simulován protokol nativního vyšetření mozku a LS páteře sestávající z těchto sekvencí:

Mozek:

1. Lokalizace
2. Kalibrace
3. Axiální rovina T2
4. Axiální rovina T2 FLAIR
5. Coronární rovina 3D T1 GRE

LS páteř:

1. Lokalizace
2. Sagitální rovina T2
3. Sagitální rovina T1 FLAIR
4. Axiální rovina T2

Hodnota SAR byla odečtena na konci vyšetření. Jedinou proměnnou během testu byla zadaná hmotnost pacienta při registraci. Indikované hodnoty SAR byly tímto parametrem ovlivněny.

### **3.1.3. *Klinická část***

Hodnoty SAR byly získávány během standardních vyšetření pacientů v průběhu mé pracovní doby. Před každým vyšetřením je třeba informovat pacienta o průběhu vyšetření. Tato činnost je spojena s vyplněním a podepsáním informovaného souhlasu. Nejdůležitější je vyloučit přístup pacienta s implantovaným kardiostimulátorem. V případě pochybností nahlášenou skutečnost kontrolujeme pohledem a pohmatem. Kardiostimulátor je absolutní kontraindikací k MR vyšetření. Ostatní relativní kontraindikace konzultujeme s lékařem. Pokud není zjištěna žádná skutečnost, která by bránila provedení vyšetření, je k němu přistoupeno.

Po uložení pacienta na vyšetřovací stůl a zavezení do gantry, je nejprve provedena lokalizace, tj. základní sekvence pro náhled vyšetřované oblasti ve třech rovinách. Na snímcích z lokalizace jsou naplánovány vrstvy k vyšetření pro jednotlivé sekvence. Pak je vyšetření provedeno.

Hodnota transmit gain byla odečítána během prescanu sekvence. Hodnota SAR byla odečítána na konci vyšetření.

### **3.2. SAR je nepřímo úměrný opakovacímu času sekvence (TR)**

#### **3.2.1. Stanovení metodiky a postupu měření**

Pro ověření této hypotézy byly stanoveny tyto standardní podmínky měření:

- a) Parametry fantomu a jeho lokalizace zůstanou během celého měření beze změn
- b) Jediným proměnným parametrem sekvence bude TR

Tento test je rozdělen do dvou hlavních oddílů:

Experimentální část – měření za pomoci standardního fantomu dodaného výrobcem MR zařízení. Vyšetřovací sekvence upravena pouze pro experiment.

Klinická část – měření za pomoci vyrobeného experimentálního fantomu simulujícího pacienta. Parametry vyšetřovací sekvence zůstaly stejné jako při klinickém vyšetření.

#### **3.2.2. Experimentální část**

Nejprve byl fantom umístěn do vyšetřovací cívky a zavezen do gantry. Byla provedena registrace pacienta s reálnou hmotností fantomu. Tato procedura byla provedena pro každou měřenou hodnotu TR.

Pro měření byla zvolena turbo spin echo sekvence (TSE). Tato sekvence byla upravena tak, aby při změně TR nedocházelo ke změně jiných parametrů sekvence. Pro měření byla naplánována pouze jedna vrstva. V závislosti na změnách TR byla sledována hodnota peak SAR.

### **3.2.3. *Klinická část***

Nejprve byl fantom umístěn do vyšetřovací cívky a zavezen do gantry. Byla provedena registrace pacienta s reálnou hmotností fantomu. Tato procedura byla provedena pro každou měřenou hodnotu TR.

Pro měření byla zvolena turbo spin echo sekvence. Jde o nejčastěji používaný typ sekvence pro zobrazení T1, T2 a PD váženého obrazu.

Sekvence začíná 90° RF pulzem, dále následují 180° refázovací RF pulzy. Počet refázovacích pulzů ovlivníme nastavením turbo faktoru. (3)

Při plánování nám software přístroje dovoluje nastavit hodnoty TR od 120 do 15000 ms. V praxi se pohybujeme cca od 250 do 6000 ms. Měření bylo rozděleno do dvou kategorií. Dle hodnoty TR a použitého turbo faktoru (ETL – počet refázovacích pulzů v rámci jednoho TR). V oblasti měření do 2500ms (T1, PD) byl nastaven ETL na hodnotu 8. Při vyšších hodnotách dochází již k výrazné kontaminaci T2 váženým obrazem. Pro oblast měření od 2500 do 6000 ms (T2), byl nastaven ETL na hodnotu 24. Pro hodnotu 2500 ms bylo provedeno měření pro obě nastavení ETL. Toto rozdělení bylo zvoleno proto, abychom se co nejvíce přiblížili reálným hodnotám při standardním vyšetřování. Klasické SE sekvence bez



turbo faktoru dnes nejsou prakticky používány, a to z důvodu jejich časové náročnosti.

Jako fantom byla použita vepřová uzená kýta a bůček s kostí o hmotnosti cca 16 kg. A to z důvodu lepší simulace nehomogenity lidského těla a kalibrace TG tomu odpovídající.

### **3.3. SAR je přímo úměrný sklápěcímu úhlu (FA) při RF pulzu**

#### **3.3.1. Stanovení metodiky a postupu měření**

Pro ověření této hypotézy byly stanoveny tyto standardní podmínky měření.

- a) Parametry fantomu a jeho lokalizace zůstanou během celého měření beze změn.
- b) Jediným proměnným parametrem sekvence bude FA.

Pro FA větší než  $150^\circ$  software přístroje neumožnil zachovat stejné podmínky měření. Byly tedy provedeny dvě varianty.

#### **3.3.2. Varianta 1**

Pro úhel větší než  $150^\circ$  ponechán počet vyšetřovaných vrstev, z toho plyne prodloužení vyšetřovacího času.

#### **3.3.3. Varianta 2**

Pro úhel větší než  $150^\circ$  zajištěn stejný vyšetřovací čas, za pomoci redukce vyšetřovaných vrstev.

Jako fantom byla použita vepřová uzená kýta a bůček s kostí o hmotnosti cca 16 kg. A to z důvodu lepší simulace nehomogenity lidského těla a kalibrace TG tomu odpovídající.

#### **3.4. Změna počtu vyšetřovaných vrstev**

Toto doplňující měření bylo provedeno pro ověření závislosti SAR na počtu vyšetřovaných vrstev. Byly stanoveny tyto podmínky měření:

- a) Parametry sekvence zůstanou během celého měření konstantní.
- b) Proměnnou bude počet vyšetřovaných vrstev.

Pro měření byla zvolena TSE sekvence, jejíž časování dovolilo na jednu akvizici vyšetřit 21 vrstev. Nejprve byl fantom umístěn do vyšetřovací cívky a zavezen do gantry. Byla provedena registrace pacienta s reálnou hmotností fantomu. Bylo provedeno měření pro 1,3,9,13,17 a 21 vrstev.

Jako fantom byla použita vepřová uzená kýta a bůček s kostí o hmotnosti cca 16 kg. A to z důvodu lepší simulace nehomogenity lidského těla a kalibrace TG tomu odpovídající.

## 4. Výsledky

### 4.1. SAR je nepřímo úměrný hmotnosti

#### 4.1.1. Experimentální část – vyšetření mozku

Vyšetřovací sekvence: 1. Lokalizace

2. Kalibrace

3. T2 FRFSE Axiální rovina

4. T2 FLAIR Axiální rovina

5. T1 3D GRE Koronální rovina

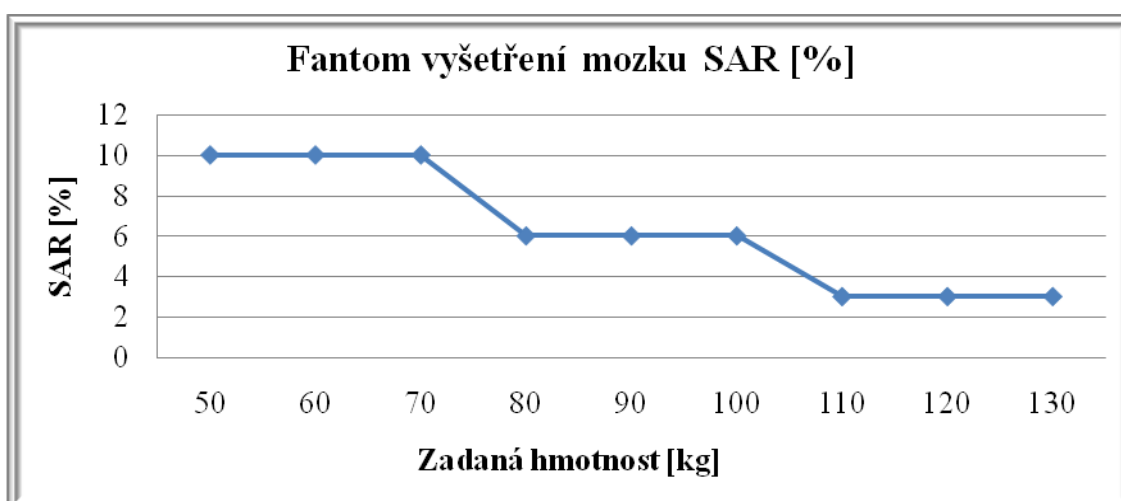
Tabulka 1 – naměřené hodnoty SAR, fantom – vyšetření mozku

Zadaná hmotnost [kg]	SAR [%]	SAR [W/kg]
50	10	0,3
60	10	0,3
70	10	0,3
80	6	0,2
90	6	0,2
100	6	0,2
110	3	0,1
120	3	0,1
130	3	0,1

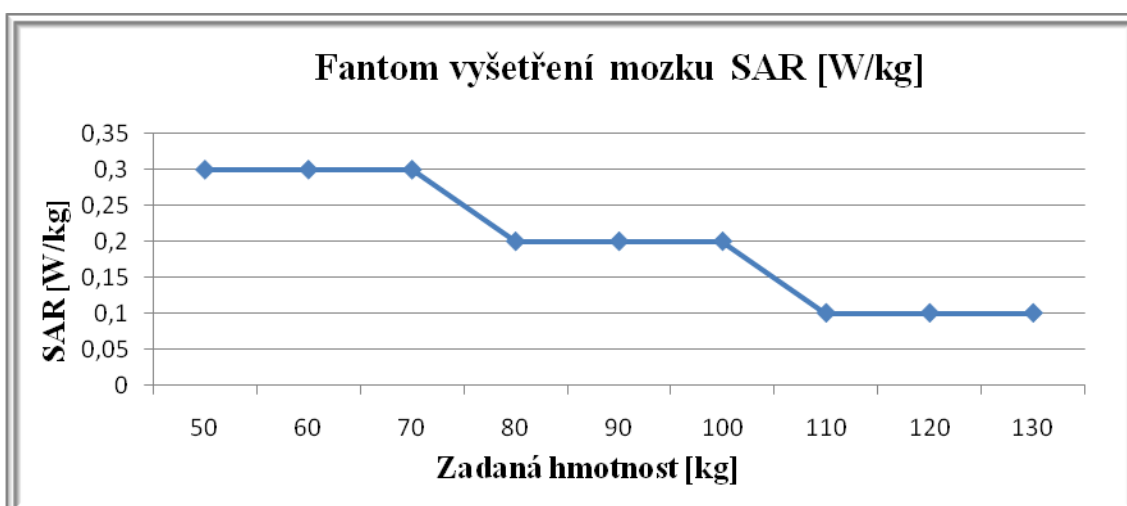
Soubory:            m [kg]: V  
                      SAR [W/kg]: X  
                      SAR [%]: Y

Korelační koeficienty:     $\rho_{v,x} = -0.94$   
                                          $\rho_{v,y} = -0.94$

Obrázek 1 – graf závislosti SAR na hmotnosti, fantom – vyšetření mozku



Obrázek 2 - graf závislosti SAR na hmotnosti, fantom – vyšetření mozku



Výsledky prvního měření ukazují, že s přibývajícím hmotností dochází k menšímu tepelnému zatížení. Dle korelace prokazujeme nepřímou úměrnost mezi hmotností a hodnotou SAR. Skokové změny hodnot jsou způsobeny nepřesností indikace.

#### **4.1.2. Experimentální část - vyšetření lumbosakrální páteře**

Vyšetřovací sekvence: 1. Lokalizace

2. T2 FRFSE Sagitální rovina

3. T1 FLAIR Sagitální rovina

4. T2 FRFSE Axiální rovina

Tabulka 2 – naměřené hodnoty SAR, fantom – vyšetření LS páteře

Zadaná hmotnost [kg]	SAR [%]	SAR [W/kg]
50	40	1,2
130	23	0,7

Dle výsledků z prvního měření bylo toto provedeno pouze pro minimální a maximální zvolenou hmotnost. Výsledky ukazují taktéž menší tepelné zatížení se zvyšující se hmotností.

#### **4.1.3. Klinická část – nativní vyšetření mozku**

Tabulka 3 – naměřené hodnoty SAR a TG, pacient – vyšetření mozku

Hmotnost [kg]	45	55	56	67	72	76	80	85	90	92	106
Konečná hodnota SAR [%]; [W/kg]	6; 0.2	10; 0.3	6; 0.2	6; 0.2	6; 0.2	13; 0,3	6; 0,2	6; 0,2	6; 0,2	6; 0,2	6; 0,2

Transmit Gain	118	124	120	128	120	132	125	126	125	127	127
---------------	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----

Soubory: m [kg]: V

SAR [W/kg]: X

SAR [%]: Y

TG: Z

Korelační koeficienty:  $\rho_{v,x} = -0,16$

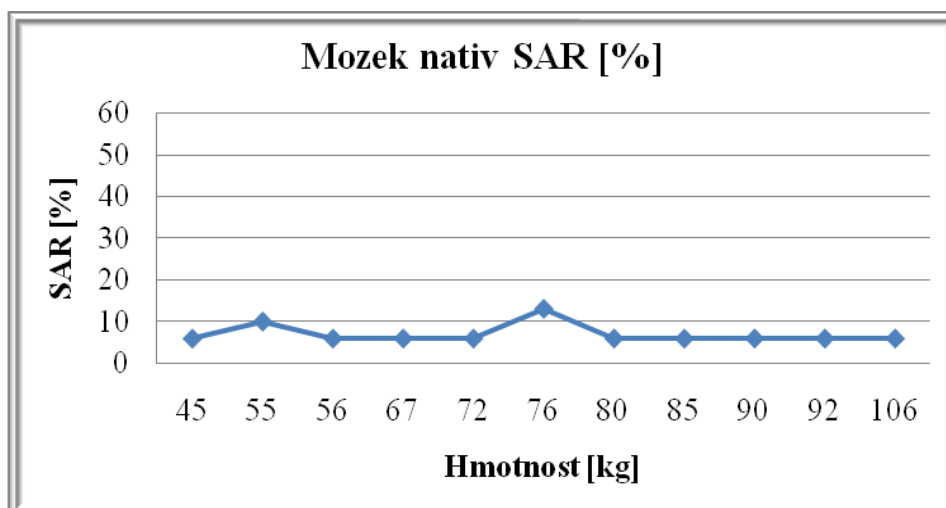
$\rho_{v,y} = -0,25$

$\rho_{v,z} = 0,57$

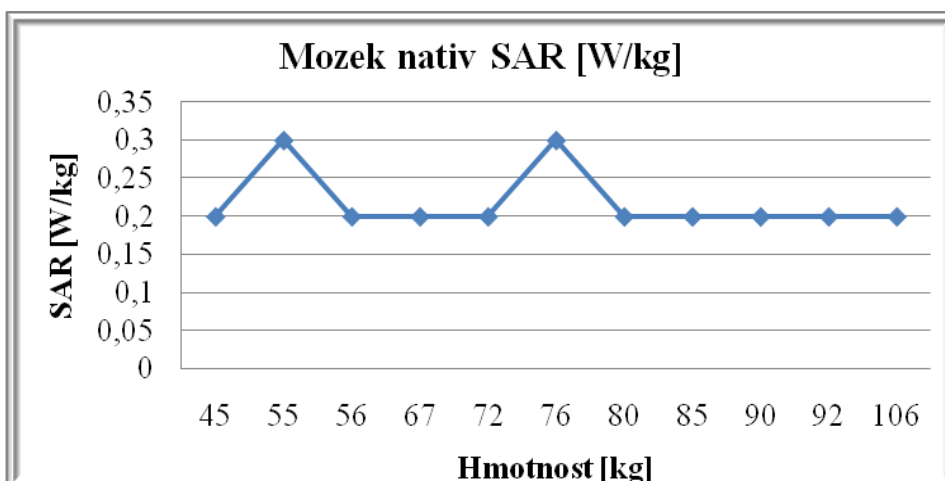
$\rho_{y,z} = 0,5$

$\rho_{y,z} = 0,39$

Obrázek 3 – graf závislosti SAR na hmotnosti, pacient – vyšetření mozku

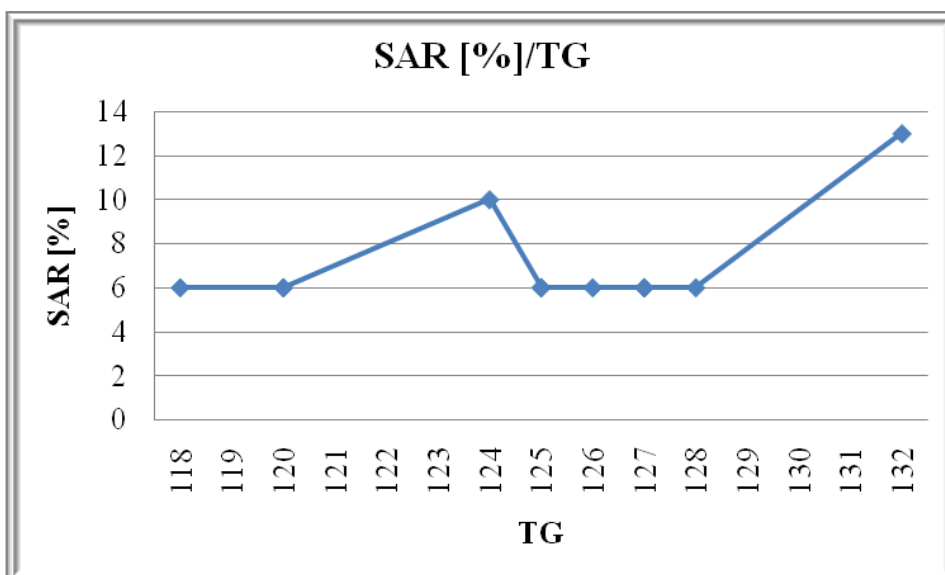


Obrázek 4 - graf závislosti SAR na hmotnosti, pacient – vyšetření mozku



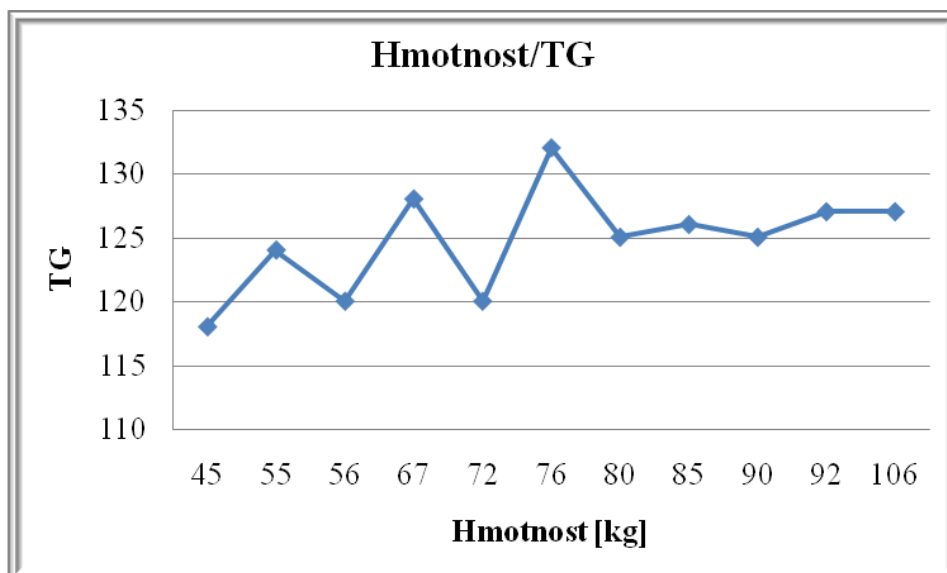
Dle korelace prokazujeme, že se zvyšující se hmotností pacienta dochází k menšímu tepelnému zatížení. Jako významnější se jeví závislost SAR na kalibraci TG. Nejvyšší hodnota tepelného zatížení neodpovídá nejvyšší hmotnosti, ale nejvyšší TG kalibraci.

Obrázek 5 – graf závislosti SAR na kalibraci TG, pacient – vyšetření mozku



Nejvyšší hodnota korelačního koeficientu v tomto testu ukazuje významnější závislost mezi hmotností pacienta a kalibrací TG.

Obrázek 6 – graf závislosti TG na hmotnosti pacienta, pacient - vyšetření mozku



#### 4.1.4. Klinická část – nativní vyšetření LS páteře

Tabulka 4 – naměřené hodnoty SAR a TG, pacient – vyšetření LS páteře

Hmotnost [kg]	50	65	68	69	72	85	86	88	100	105	110
Konečná hodnota SAR [%]; [W/kg]	50; 1.5	50; 1.5	36; 1.1	46; 1.4	50; 1.5	69; 2.1	60; 1.8	33; 1.0	83; 2.5	73; 2.2	70; 2.6
Transmit Gain	162	161	146	164	161	182	162	144	172	178	178

Soubory: m [kg]: V

SAR [W/kg]: X

SAR [%]: Y

TG: Z



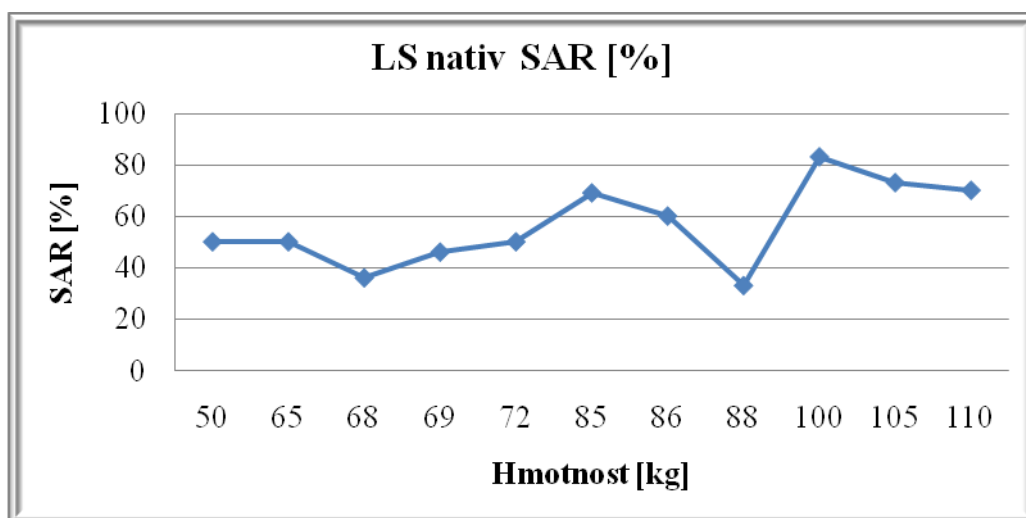
Korelační koeficienty:  $\rho_{v,x} = 0,72$

$\rho_{v,y} = 0,65$

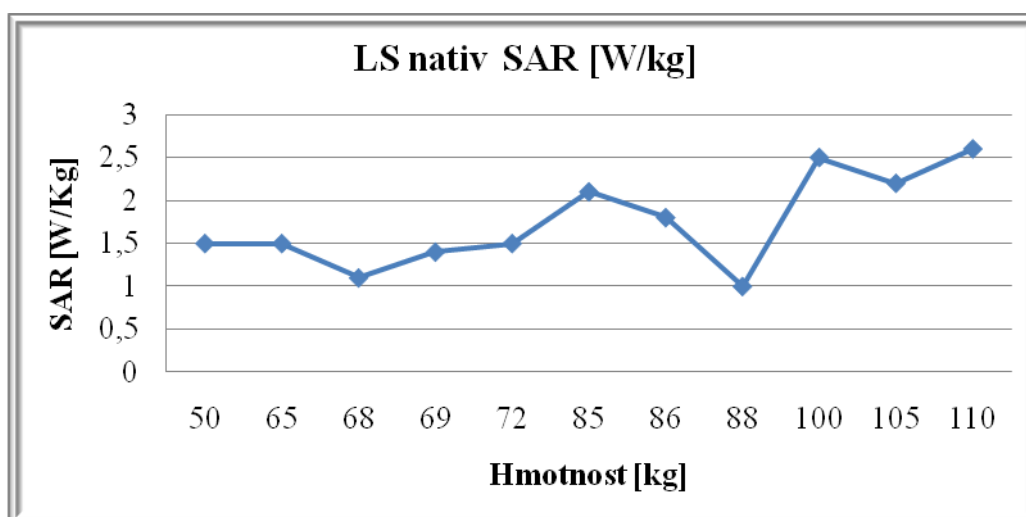
$\rho_{v,z} = 0,51$

$\rho_{y,z} = 0,88$

Obrázek 7 – graf závislost SAR na hmotnosti, pacient – vyšetření LS páteře

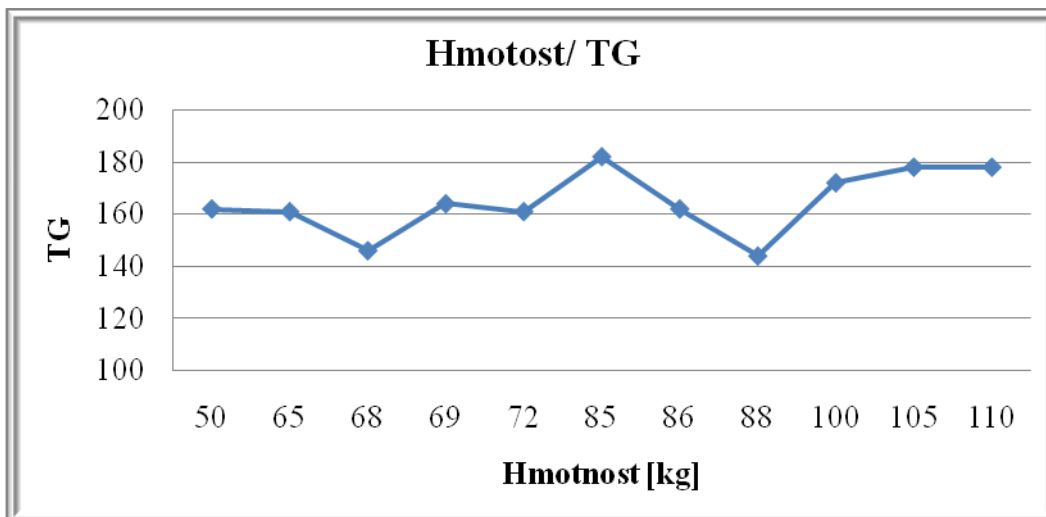


Obrázek 8 - graf závislost SAR na hmotnosti, pacient – vyšetření LS páteře



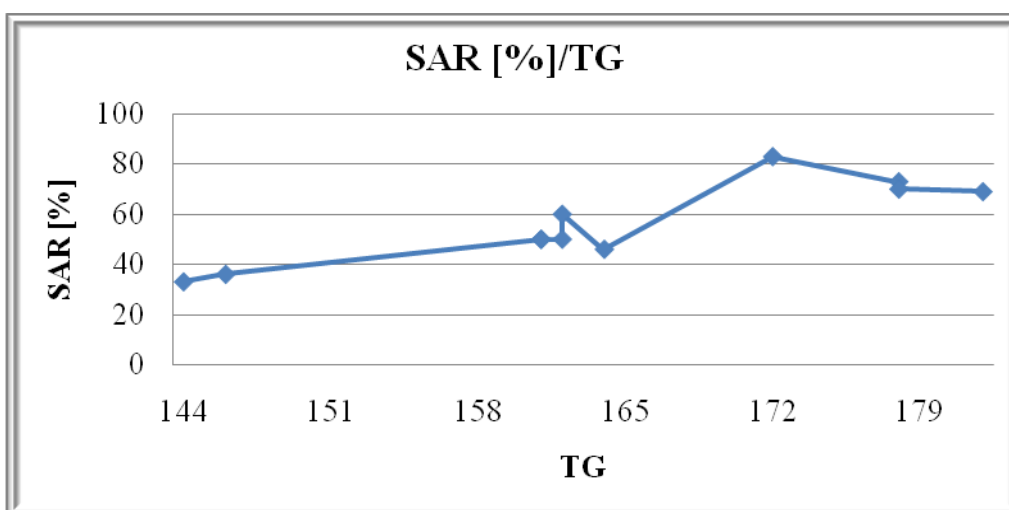
Korelací pro hmotnost a SAR prokazujeme, že s rostoucí hmotností pacienta roste tepelné zatížení.

Obrázek 9 - graf závislosti TG na hmotnosti pacienta, pacient - vyšetření LS páteře



Závislost mezi hmotností pacienta a kalibrací TG nedosahuje v tomto testu nejvyšší hodnoty. Liší se ovšem pouze o 6 desetin, oproti testu v kapitole 4.1.3. Kladná hodnota ukazuje, že s vyšší hmotností pacienta můžeme očekávat vyšší hodnoty kalibrace. Nejvyšší hodnoty korelace v tomto testu dosahuje závislost mezi procentuelní hodnotou SAR a kalibrací TG. Z hodnoty 0.88 můžeme potvrdit, že čím větší hodnota kalibrace, tím větší tepelné zatížení pro pacienta.

Obrázek 10 – graf závislosti SAR na TG, pacient – vyšetření LS páteře



## 4.2. SAR je nepřímo úměrný opakovacímu času sekvence

### 4.2.1. Experimentální část

Tabulka 5 – naměřené hodnoty SAR při změně TR – experimentální část

Scan Timing		Acquisition Timing		Scanning Range	
TR	*	Frequency	416	FOV	28
TE	120	Phase	416	Slice thickness	4
ETL	38	NEX	16	Spacing	1
BDW	41.67				
Imaging options: No Phase Wrap, Flow compensation, Tailored RF					

*TR ms	Sequence Time	Peak SAR W/kg
420	1:16	4.4
840	2:30	2.2
1680	4:59	1.1
3360	9:58	0.5
6720	19:50	0.3
13440	39:39	0.1

Soubory: TR [ms]: X

Peak SAR [W/kg]: Y

Korelační koeficient:  $\rho_{x,y} = -0.66$

Z výsledků můžeme potvrdit nepřímou úměrnost mezi TR a hodnotou SAR. Nepřesnost korelace je způsobená nepřesností indikace, která ukazuje hodnotu peak SAR zaokrouhlenou pouze na jedno desetinné místo. Z tabulky můžeme vyčíst, že při zdvojnásobení TR zatížení SAR klesne o polovinu.

#### 4.2.2. *Klinická část - měření v oblasti T1 a PD*

Tabulka 6 – naměřené hodnoty SAR, měření v oblasti T1 a PD

Scan Timing		Acquisition Timing		Scanning Range	
TR	*	Frequency	416	FOV	28
TE	Min Full	Phase	224	Slice thickness	4
ETL	8	NEX	4	Spacing	1
BDW	41,67				
Imaging options: No Phase Wrap, Flow compensation, Tailored RF					
* TR ms	SI/Acq	Examined Slices	Sequence time	SAR %	SAR W/kg
120	1	11	2:51	30	0,9
150	1	11	3:16	30	0,9

200	2	11	2:28	30	0,9
250	2	11	2:54	30	0,9
300	3	11	2:22	30	0,9
1000	10	11	3:48	30	0,9
1350	11	11	2:33	30	0,9
1500	15	11	2:51	30	0,9
2000	20	11	3:48	33	1
2500	25	11	4:45	33	1

Soubory: SAR [W/kg]: X

SAR [%]: Y

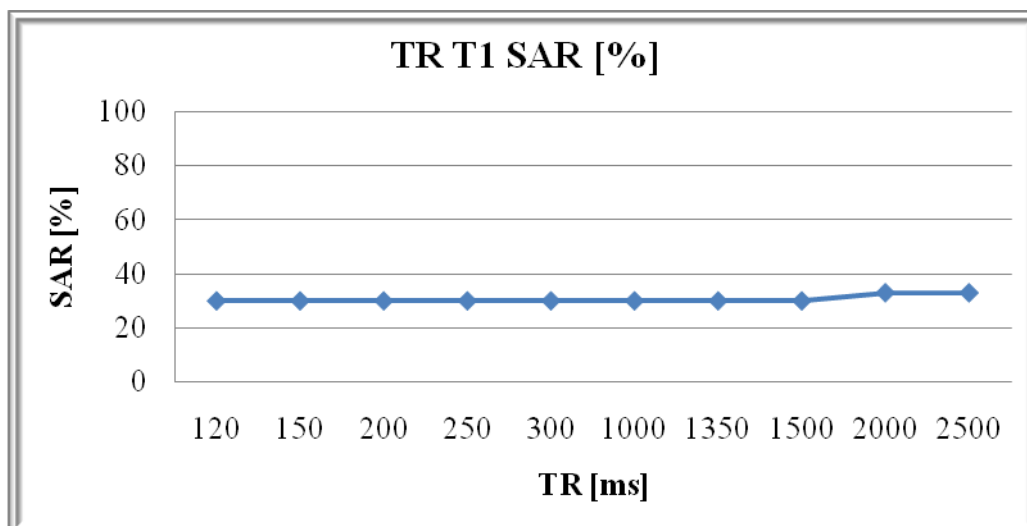
TR [ms]: Z

Korelační koeficienty:  $\rho_{x,z} = 0,79$

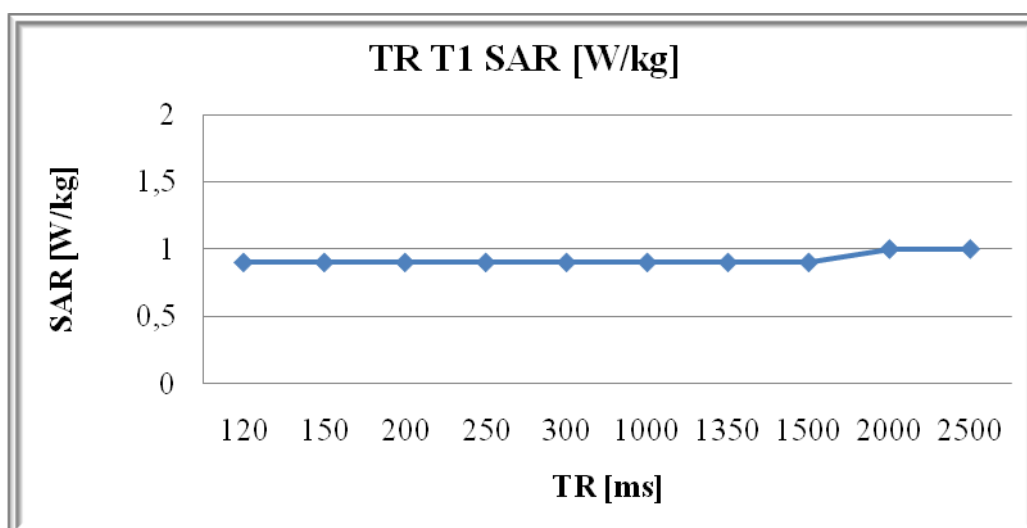
$\rho_{y,z} = 0,79$

Výsledky ukazují, že s rostoucím TR nedochází k menšímu tepelnému zatížení. Do hodnoty TR 1350ms využíváme k akvizici dat maximum TR. Tepelné zatížení je tedy pro všechny nižší hodnoty stejné. Pro hodnotu TR 2500ms, kde využíváme k akvizici méně jak polovinu času (11 vrstev z 25 možných), by mělo dojít k menšímu tepelnému zatížení. Předpoklad se ovšem nepotvrzuje, naopak dochází k mírnému nárůstu.

Obrázek 11 – graf závislosti SAR na TR v oblasti T1 a PD



Obrázek 12 - graf závislosti SAR na TR v oblasti T1 a PD



#### 4.2.3. Klinická část - měření v oblasti T2

Tabulka 7 - naměřené hodnoty SAR, měření v oblasti T2

Scan Timing		Acquisition Timing		Scanning Range	
TR	*	Frequency	416	FOV	28
TE	120	Phase	288	Slice thickness	4

ETL	24		NEX	4		Spacing	1
BDW	41,67						
Imaging options: No Phase Wrap, Flow compensation, Tailored RF							
* TR ms	SI/Acq	Examined Slices	Sequence time	SAR %	SAR W/kg		
2500	12	11	2:30	30	0,9		
3000	16	11	3:12	36	1,1		
3850	16	11	3:45	36	1,1		
5000	19	11	4:05	33	1		
6000	25	11	4:54	33	1		

Soubory: SAR [W/kg]: X

SAR [%]: Y

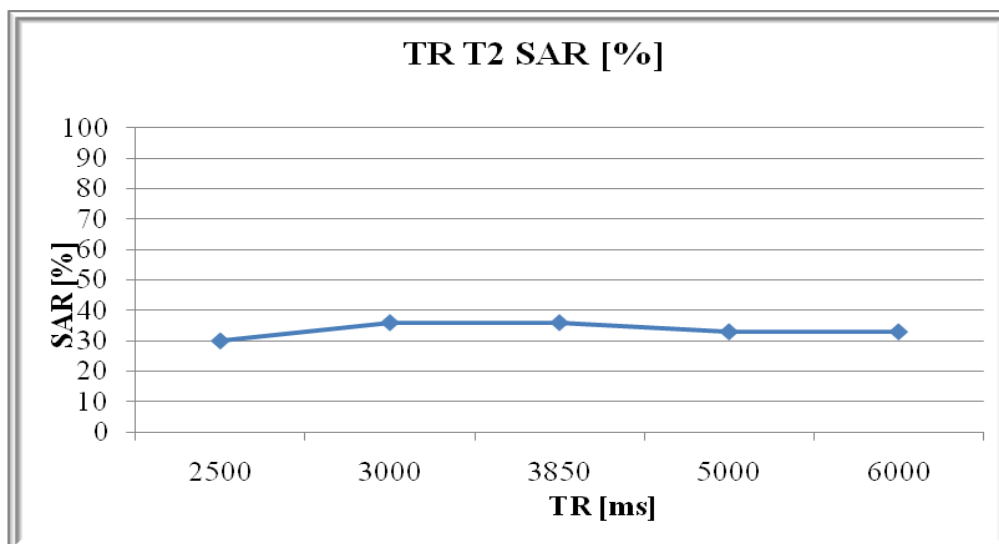
TR [ms]: Z

Korelační koeficienty:  $\rho_{x,z} = -0,14$

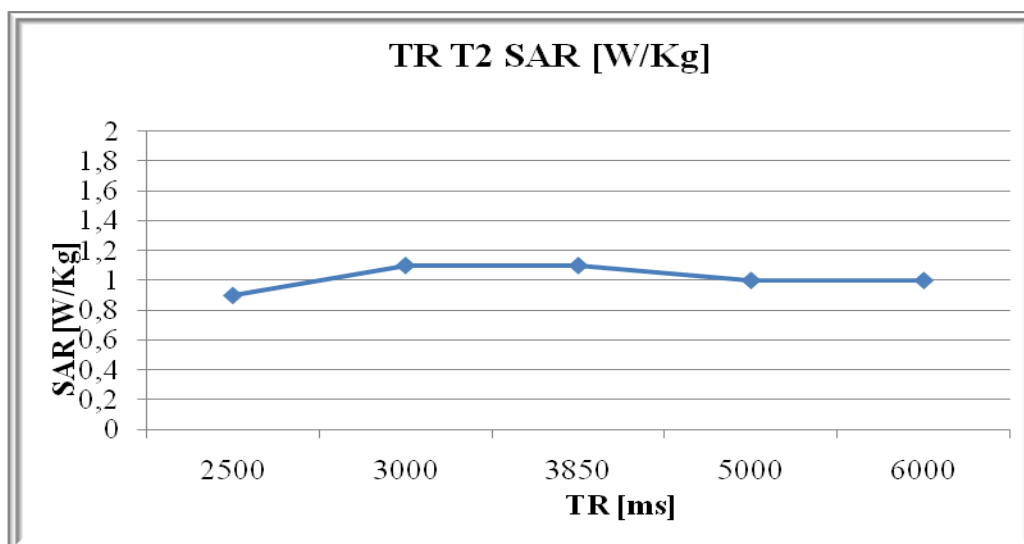
$\rho_{y,z} = -0,14$

Výsledky ukazují, že s rostoucím TR nedochází k menšímu tepelnému zatížení. Při porovnání hodnot SAR pro 2500 a 6000ms, můžeme vidět mírný nárůst tepelného zatížení, třebaže je stejná energie absorbována v dvojnásobném čase.

Obrázek 13 - graf závislosti SAR na TR v oblasti T1 a PD



Obrázek 14 - graf závislosti SAR na TR v oblasti T2





### 4.3. SAR je přímo úměrný FA při RF pulzu

Tabulka 8 – naměřené hodnoty SAR v závislosti na FA

Scan Timing		Acquisition Timing		Scanning Range	
TR	100	Frequency	416	FOV	28
TE	InPhase	Phase	288	Slice thickness	4
		NEX	2	Spacing	1
BDW	15,63				
Imaging options: extended dynamic range					
Flip Angle	SI/Acq	Examined Slices	Sequence time	SAR %	SAR W/kg
Varianta 1					
10	9	11	2:02	0	0
20	9	11	2:02	0	0
30	9	11	2:02	0	0
40	9	11	2:02	3	0,1
50	9	11	2:02	3	0,1
60	9	11	2:02	6	0,2
70	9	11	2:02	6	0,2
80	9	11	2:02	13	0,4
90	9	11	2.02	13	0,4

100	9	11	2:02	20	0,6
110	9	11	2:02	23	0,7
120	8	11	2:02	26	0,8
130	7	11	2:02	30	0,9
140	6	11	2:02	30	0,9
150	5	11	3:03	33	1
160	4	11	3	43	1,7
170	4	11	3:03	43	1,7
180	3	11	4:03	46	1,4
Flip Angle Varianta 2	SI/Acq	Examined Slices	Sequence time	SAR %	SAR W/kg
150	5	10	2:02	30	0,9
160	4	8	2:02	23	0,7
170	4	8	2:02	30	0,9
180	3	6	2:02	23	0,7

Soubory: SAR [W/kg]: X

SAR [%]: Y

FA [°]: Z

Korelační koeficienty varianta 1:  $\rho_{x,z} = 0.95$

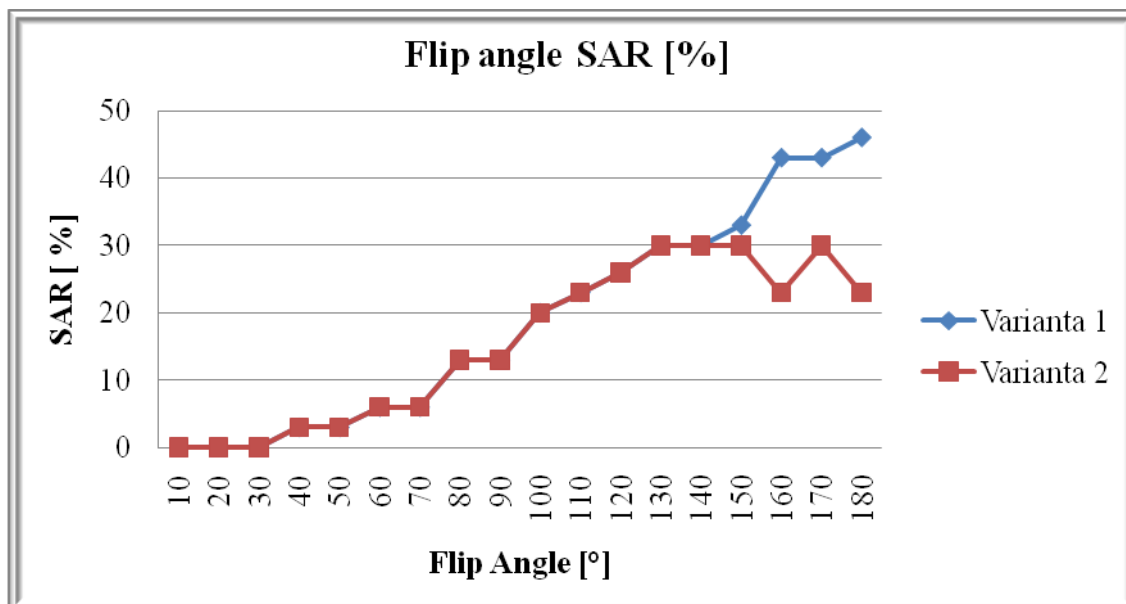
$\rho_{y,z} = 0.98$

Korelační koeficienty varianta 2:  $\rho_{x,z} = 0.92$

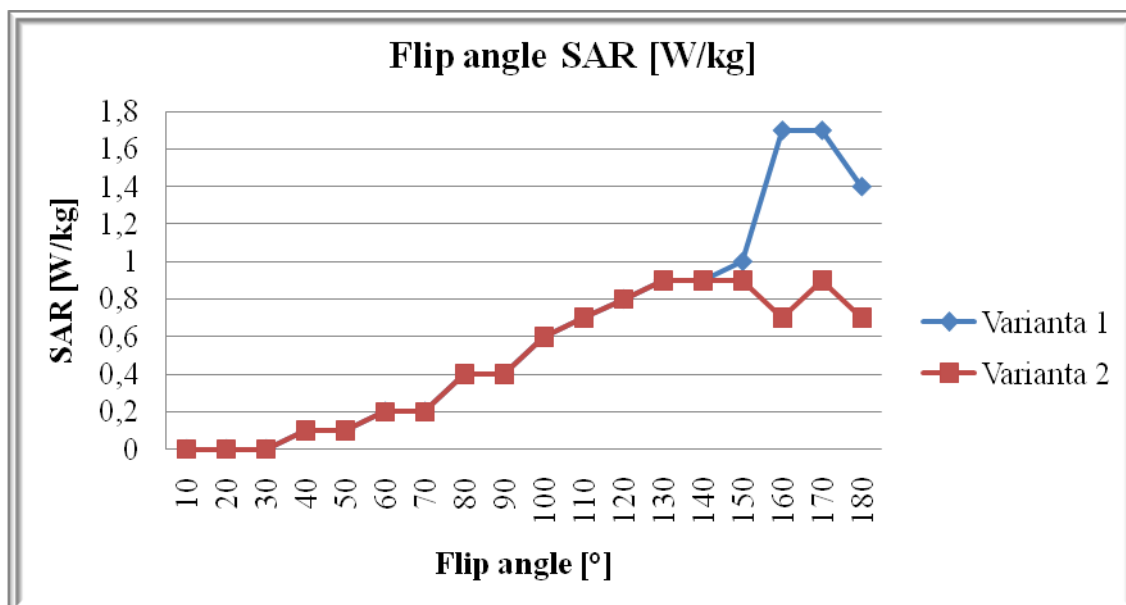
$\rho_{y,z} = 0.92$

Tímto testem prokazujeme přímou úměru mezi FA a zatížením SAR. Čím větší sklápěcí úhel použijeme, tím více zatížíme pacienta SAR. Při klinickém vyšetření variabilní FA používáme u gradientních sekvencí v rozmezí od 10° do 110°, to dělá tyto sekvence v kombinaci s refází pomocí překlopení gradientního magnetického pole nejméně tepelně zatěžující. U testu je závislost vyjádřena až do hodnoty 180° z důvodu užití tohoto FA při refázování u SE sekvencí. 180° puls je nejvíce energeticky náročný, to znamená, že SE a TSE sekvence budou pro pacienta nejvíce tepelně zatěžující.

Obrázek 15 – graf závislosti SAR na FA



Obrázek 16 - graf závislosti SAR na FA



#### 4.4. Změna počtu vyšetřovaných vrstev

Tabulka 9 – naměřené hodnoty SAR v závislosti na počtu vyšetřovaných vrstev

Scan Timing		Acquisition Timing		Scanning Range	
TR	5000	Freq	416	FOV	28
TE	120	Phase	288	Slice thickness	4
ETL	24	NEX	4	Spacing	1
BDW	31,67				
Imaging options: No Phase Wrap, Flow compensation, Tailored RF					

Počet vyšetřených vrstev	1	3	9	13	17	21
SAR [%]	3	6	23	36	46	53
SAR [W/kg]	0.1	0.2	0.7	1.1	1.4	1.6

Soubory: SAR [W/kg]: X

SAR [%]: Y

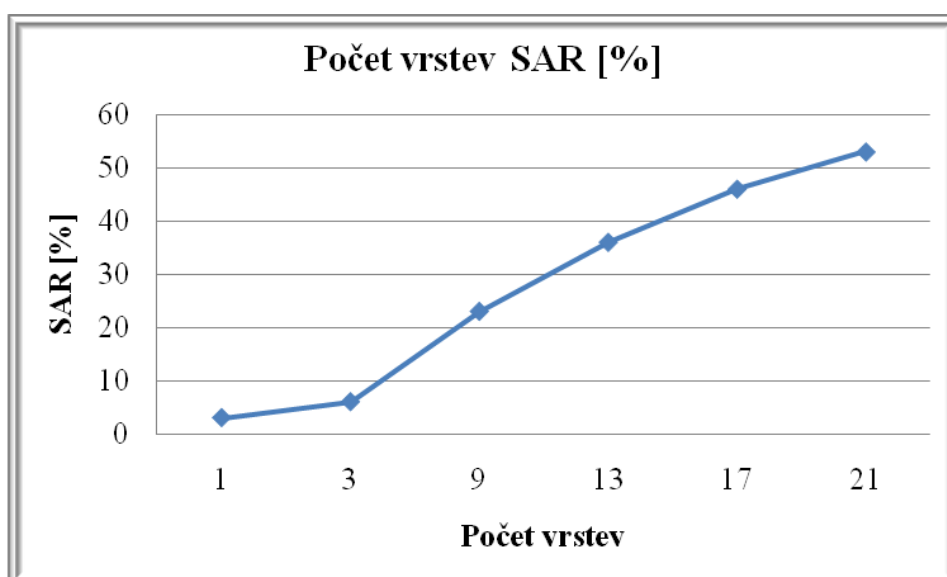
Počet čar: Z

Korelační koeficienty:  $\rho_{x,z} = 0.99$

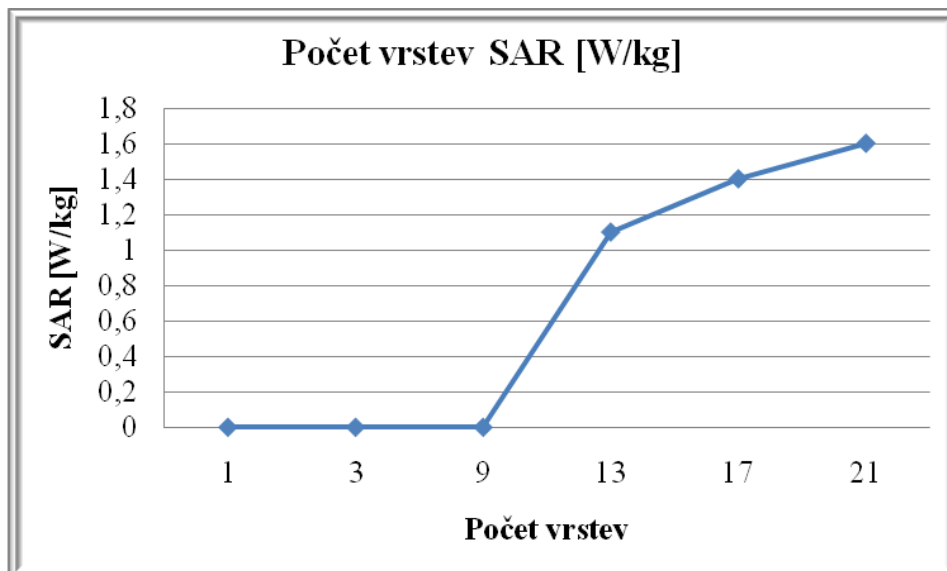
$\rho_{y,z} = 0.99$

Tímto testem prokazujeme, že čím méně vyšetřovaných vrstev naplánujeme, tím menší bude zatížení SAR.

Obrázek 17 – graf závislosti SAR na počtu vyšetřovaných vrstev



Obrázek 18 - graf závislosti SAR na počtu vyšetřovaných vrstev



## 5. Diskuse

### 5.1. SAR je nepřímo úměrný hmotnosti

Tento test byl rozdělen do dvou částí. Experimentální a klinickou. V experimentální části byly zafixovány všechny veličiny mimo zadané hmotnosti. Měřením byla potvrzena nepřímá úměra mezi hmotností a SAR. Tato úměra ovšem neodpovídala zkušenostem z klinického provozu.

Při klinickém vyšetřování byl vyzorován přesný opak. Proto byl kontaktován servisní technik a aplikační specialista. Byl jim popsán postup a výsledky našeho testu. Byli požádáni o radu, proč jsou naše výsledky tolik odlišné od hodnot sledovaných při vyšetřování pacientů. Od servisního technika jsme dostali důležitou informaci, o které jsme při plánování testu nevěděli. RF výkon MR přístroje je kalibrován dle parametru Transmit Gain (TG).

Pre-scan je metoda kalibrace, která by měla být provedena před každou akvizicí dat. Většina systémů provádí automatickou pre-scan kalibraci. Každý výrobce provádí pre-scan jiným způsobem. Všeobecně mluvíme o třech základních úkolech, které by měl pre-scan splnit:

1. Nastavení centrální frekvence, na které se bude přenášet RF energie. Většinou je to rezonanční frekvence protonů vody v oblasti vyšetřování. Pokud je to vyžadováno, může být nastavena rezonanční frekvence protonů tuku.
2. Najít přesnou velikost RF, která musí být přenášena pro vybuzení maximálního signálu v cívce. Tato hodnota většinou odpovídá energii potřebné pro sklopení hlavního magnetického vektoru o  $90^\circ$  do příčné roviny. Podle této hodnoty systém umí spočítat, kolik energie je třeba na sklopení do jiného úhlu než  $90^\circ$ . Tento parametr se označuje jako power spektrum nebo transmit gain.

3. Nastavení velikosti přijímaného signálu na hodnotu, která není ani příliš velká (vede ke zkreslení), ani příliš malá k správné detekci nad šumem pozadí. (3)

Tento parametr je možné vyčíst z údajů zobrazených po provedení pre-scanu. Pouze velikost TG ovlivňuje velikost vysílaného RF výkonu. Zadaná hmotnost pacienta neovlivňuje velikost vysílaného výkonu, ale ovlivňuje výpočet odhadu velikosti SAR. Z této skutečnosti vyplývá, proč naše změřené hodnoty s vyšší hmotností klesaly. Jelikož fantom byl stále stejný a kalibrace TG se tím pádem také neměnila, vysílaný výkon byl také stejný. Pouze se zadanou vyšší hmotností přístroj odhadl lepší absorpci RF energie.

Aplikačním specialistou bylo doporučeno provádět měření na fantomu, který se svou formou bude co nejvíce blížit lidskému tělu. Fantom dodaný k přístroji obsahuje pouze roztok dimethyl silikonu a gadolinia. Po zvážení možností, byl zvolen sběr dat při vyšetřování pacientů. Tento postup měření byl zvolen pouze pro sledování závislosti SAR na hmotnosti pacienta.

Při vyšetření mozku ovšem také prokazujeme menší tepelné zatížení pacienta s přibývajícím hmotností. Tento fakt vysvětlíme rozložením tělesné hmotnosti vztaženým k různým částem lidského těla. Většina tělesné hmotnosti je soustředěna hlavně v oblasti trupu a končetin. S přibývajícím nadváhou se hmotnost a objem samotné hlavy mění vzhledem k tělu minimálně. Při vyšetření mozku je vysílaná energie přibližně stejná u všech pacientů. S vyšší hmotností dojde k lepšímu rozptýlení aplikované energie do zbylé části těla. Toto potvrzují i výsledky klinické části měření. Procentuelní zatížení SAR se u všech pacientů pohybuje kolem 10%. U tohoto vyšetření se není třeba obávat nadměrné expozice RF záření. Stejně výsledky můžeme očekávat u objemově podobných vyšetření jako jsou klouby horních nebo dolních končetin.

Jiná situace ovšem nastane při vyšetřování v oblasti trupu. Zde je třeba excitovat mnohem větší objem tkáně. Čím větší objem tkáně bude třeba excitovat, tím více pacienta zatížíme. Z výsledků můžeme vyčíst, že u pacientů



s hmotností kolem 100kg dosahujeme procentuelního zatížení kolem 80%, a to po provedení základního nativního vyšetření LS páteře, což jsou 3 TSE sekvence. Přidání další sekvence by již velmi pravděpodobně způsobilo dosažení hodnoty 100% a přerušení vyšetření. V těchto případech je vhodné použít kombinaci klasických TSE sekvencí a sekvencí s upraveným průběhem RF pulsu tzv. „Low SAR pulses“. Popřípadě mezi sekvencemi ponechat čas k relaxaci pacienta a rozptýlení nahromaděné energie. Bohužel vzhledem k časové náročnosti MR vyšetření není prodlužování vyšetření vždy žádoucí.

U hodnot SAR nad 60 % také pozorujeme u pacientů výrazné pocení. Pacienti si stěžují na nepříjemné tepelné zatížení. Plánování vyšetření a volbě sekvencí je třeba věnovat zvýšenou pozornost.

## **5.2. SAR je nepřímo úměrný opakovacímu času sekvence**

Již z principu můžeme očekávat, že pokud vyzářenou energii rozložíme do delšího časového úseku, zatížení SAR bude nižší. Tento předpoklad byl úspěšně potvrzen v experimentální části testu. Při zdvojnásobení TR došlo ke snížení hodnoty peak SAR o polovinu. Při konstantní energii a dvojnásobném času by teoreticky zatížení SAR mělo být poloviční.

V klinické praxi změnou TR ovlivňujeme jak požadované vážení obrazu, tak počet vrstev, které jsou k dispozici pro plánování vyšetření. Tento parametr označujeme jako „počet vrstev na akvizici“ (SI/Acq). Tzn. maximální počet vrstev, které je možné vyšetřit v rámci jednoho TR. Pokud je potřeba více vrstev, je v jedné sekvenci provedeno více akvizic. Pro optimální využití vyšetřovacího času je našim cílem plánovat počet vrstev v násobcích SI/Acq. Tím dojde k maximálnímu využití TR. Pokud při plánování vyšetření není využito všech dostupných vrstev, vzniká čas pro relaxaci a mělo by dojít menšímu zatížení SAR. Tento předpoklad se nepodařilo potvrdit.

Při pohledu do tabulky 6 bychom hodnotu SAR pro TR 2500ms očekávali teoreticky o polovinu nižší než u TR 1350ms. Pro TR 1350ms je využito

maximální možnosti 11 SI/Acq a není zde žádný čas pro relaxaci. Zatímco pro TR 2500ms máme k dispozici 25 SI/Acq, ale vyšetřeno je opět pouze 11 vrstev. Tzn., že více jak polovina akvizičního času není využita ke sběru dat, ale k relaxaci. Přesto je hodnota SAR o 3% vyšší. Stejný výsledek můžeme vyčíst i v tabulce 7 pro hodnoty TR 2500ms a 6000ms.

Z této skutečnosti vyplývá, že v klinické praxi změnou TR nedocílíme redukce SAR.

### **5.3. SAR je přímo úměrný FA při RF pulzu**

Pro měření byla zvolena Gradient Echo (GRE) sekvence, u které používáme variabilní hodnoty sklápěcího úhlu. U tohoto typu nejsou využívány 180° refázovací pulzy. Refázi provádíme překlopením gradientního pole. Dochází k výraznému zkrácení času „time to echo“ (TE), proto je možno zkrátit TR, a tím celkový čas sekvence. Této výhody využíváme zejména u „breath hold“ technik (se zadržným dechem). U testu je závislost vyjádřena až do hodnoty 180° z důvodu užití tohoto FA při refázování u SE sekvencí.

U hodnot od 150° do 180° došlo k redukci počtu dostupných vrstev na akvizici tak, že již nebylo možné zachovat stejný vyšetřovací čas nebo počet vyšetřovaných vrstev. K tomuto jevu došlo z důvodu delší časové náročnosti pro sklopení vektoru do úhlu většího než 150°. Byly provedeny dvě varianty měření:

- 1) Zachován počet vyšetřovaných vrstev → delší vyšetřovací čas
- 2) Zachován vyšetřovací čas → redukován počet vyšetřovaných vrstev

Pro klinické vyšetřování je nejdůležitější výsledek varianty 1, kde 180° je nejvíce energeticky náročný. Protože při vyšetření nebudeme redukovat počet vyšetřovaných vrstev, ale ponecháme delší vyšetřovací čas.

#### **5.4. *Změna počtu vyšetřovaných vrstev***

Měření bylo provedeno pro ověření situace, kdy nám časování sekvence dovoluje vyšetřit větší počet vrstev než je potřeba pro naplánování vyšetření. Ale z důvodu korektního časování pro námi požadované vážení obrazu, nemůžeme parametry upravit a zkrátit celkový čas sekvence. Při excitaci menšího objemu tkáně, by mělo být i menší zatížení SAR.

## 6. Závěr

### 6.1. *Potvrzení x vyvrácení hypotéz*

#### 6.1.1. *SAR je nepřímo úměrný hmotnosti*

Výsledek: Hypotéza potvrzena

Z fyzikální podstaty plyne, že se vzrůstající hmotností bude zatížení SAR nižší. Pokud stejnou energii vyzáříme do většího objemu tkáně, dojde k lepší absorpci a rozptylu tepla. Tato hypotéza ovšem platí pouze při experimentálním testování při zafixování vyzářené energie.

V praxi bude situace zcela opačná. Při vyšetřování pacientů na klinickém přístroji nemáme možnost fixovat vyzářenou energii. Pokud vyšetřujeme větší objem tkáně, dojde ke zvýšení vyzářené energie a tím pádem k většímu zatížení pacienta.

#### 6.1.2. *SAR je nepřímo úměrný opakovacímu času sekvence.*

Výsledek: Hypotéza potvrzena.

Již s principu můžeme očekávat, že pokud vyzářenou energii rozložíme do delšího časového úseku, zatížení SAR bude nižší.

Při klinickém vyšetřování jsme ale dospěli k závěru, že nastavení TR nemá na změnu zatížení SAR významný vliv. Naměřený SAR pro jednu TSE sekvenci se pohybuje v minimálním rozptylu kolem hodnoty 30 % a 1 W/kg. Změnou TR bude ovlivněn počet vrstev, které budou k dispozici v rámci jedné akvizice. Pokud vyšetříme 10 vrstev v rámci jedné akvizice s delším TR nebo ve dvou akvizicích s kratším TR, výsledná hodnota SAR nebude ovlivněna. Menšího zatížení SAR se nám nepodařilo dosáhnout, ani když jsme nevyužili k akvizici celý TR.

### **6.1.3. SAR je přímo úměrný sklápěcímu úhlu sekvence**

Výsledek: Hypotéza potvrzena

Sledovaný parametr je sklápěcí úhel při RF pulzu. Z výsledků měření je patrné, že čím větší sklápěcí úhel aplikujeme, tím větší bude zatížení SAR. U SE a TSE sekvencí začínáme 90° pulzem, po kterém následuje jeden nebo více 180° refázovacích pulzů v rámci jednoho TR. Proto jsou tyto sekvence nejvíce tepelně zatěžující. U GRE sekvencí pro každé TR aplikujeme pouze jeden RF pulz s variabilním úhlem, nejčastěji v rozmezí 10° až 110°. Refázování provádíme pomocí překlopení gradientního pole. Proto jsou tyto sekvence nejméně zatěžující.

### **6.1.4. Změna počtu vyšetřovaných vrstev**

Dle výsledků měření, změna počtu vyšetřovaných vrstev přímo úměrně ovlivňuje velikost SAR. Toto měření nebylo provedeno na podkladě hypotézy, ale k doplnění a objasnění souvislostí mezi ostatními zkoumanými parametry. Počet vyšetřovaných vrstev přímo úměrně souvisí se zatížením SAR.

## **6.2. Redukce SAR**

Naměřené hodnoty ukazují, že nejvíce zatěžující je 180° RF pulz. Cestou k redukci SAR je omezení počtu RF pulzů a používání menších úhlů při sklápěcím nebo refázovacím pulzu.

Možnosti redukce:

- a) Snížení hodnoty turbo faktoru
- b) Redukce vyšetřovaných vrstev
- c) Použití gradientních sekvencí

d) Použití technik paralelního zobrazování (PAT)

Další možností jak snížit zatížení SAR je použití vyšetřovacích sekvencí s optimalizovaným průběhem RF pulzu:

a) Low SAR pulses

b) VERSE – variable rate selective excitation

Takto upravené sekvence musí být nainstalovány dodavatelem MR zařízení.

## **7. Seznam použité literatury**

1. Runge Val M., Nitz Wolfgang R., Schoenber Stuart O. g et al– Clinical 3T Magnetic Resonance, Thieme Medical Publishers, Inc., 333 Seventh Ave, New York, NY 10001, ISBN 1-58890-403-2.
2. Shellock Frank G., Kanal Emanuel – Magnetic resonance bioeffects, safety and patient managment, Lippincott – Raven Publichers 1996, East Washington Square, Philadelphia, PA 19106-3780 USA, ISBN 0-397-2036-2
3. Westbrook Catherine, Kaut Carolyn – MRI in Practice, Blackwell Science Ltd, Osney Mead, Oxford OX2 EL, ISBN 0-632-03587-0
4. <http://www.mr-tip.com/serv1.php?type=db1&dbs=Specific%20Absorption%20Rate>

## **8. Klíčová slova**

- magnetická rezonance
- specifický absorbovaný výkon
- hmotnost pacienta
- opakovací čas
- sklápěcí úhel



## 9. Přílohy

Obrázek 19 – fantom dodaný k MR přístroji



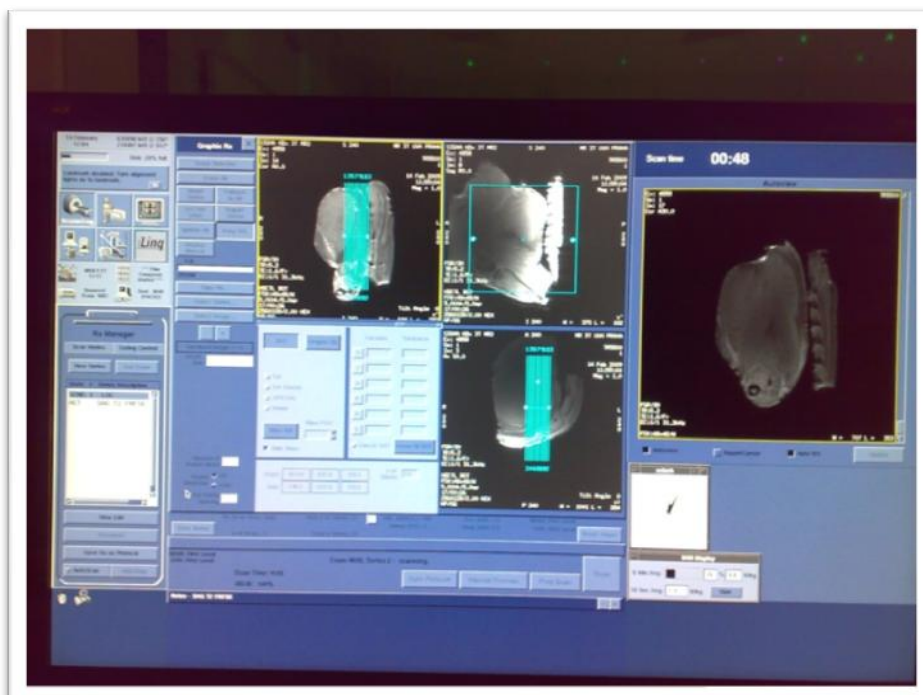
Obrázek 20 – vyrobený fantom, uzená kýta a bůček



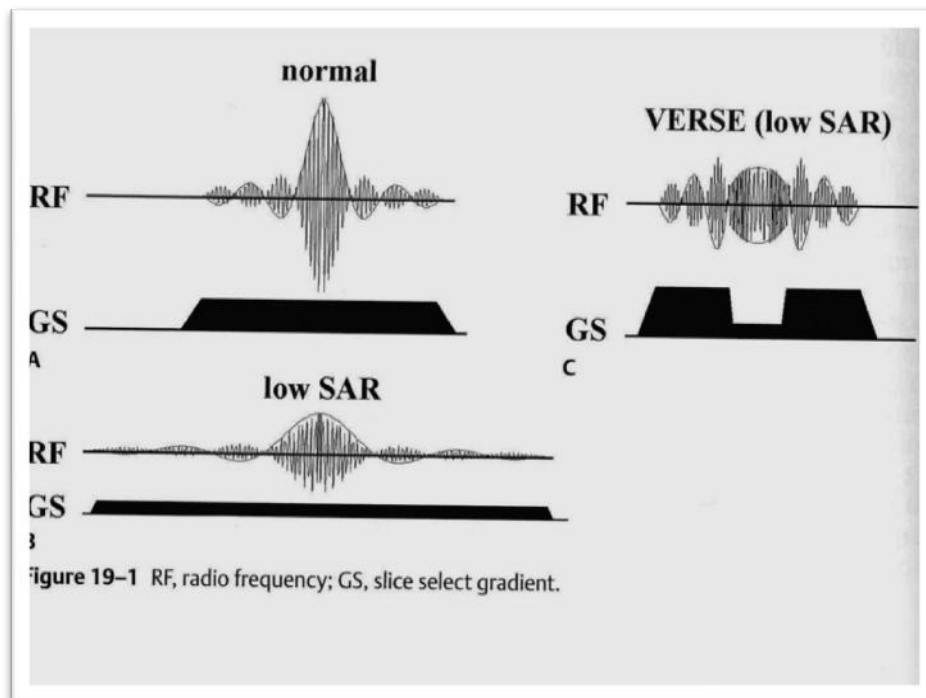
Obrázek 21 – umístění fantomu na standardní cívku pro vyšetření páteře



Obrázek 22 – náhled obrazovky MR přístroje při plánování testu



Obrázek 23 – optimalizované průběhy RF pulzů



Obrázek 24 – SAR display



Věc: Žádost k etické komisi ÚVN Praha

Použití odečtených hodnot SAR při vyšetřování na magnetické rezonanci 3 Tesla v bakalářské práci.

V současné době studuji 3. ročník oboru diplomovaný radiologický asistent na Jihočeské univerzitě v Českých Budějovicích. Jako téma bakalářské práce jsem si zvolil experimentální výzkum specifického absorbovaného výkonu (SAR) při vyšetřování magnetickou rezonancí (MR) o intenzitě magnetického pole 3 Tesla. Během vyšetření dochází k absorpci radiofrekvenční energie v těle pacienta a následně k přeměně na energii tepelnou tj. specifický absorbovaný výkon. Hodnota SAR je indikována na monitoru přístroje MR.

Tímto žádám o povolení použít odečtené hodnoty SAR ve své bakalářské práci. Hodnoty budou odečítány v průběhu standardních vyšetření mozku a páteře.

V Praze dne 23.10.2008

Jaroslav Ráček DiS

Věc: Schválení žádosti Jaroslava Ráčka DiS. k použití hodnot SAR odečtených při vyšetřování na MR 3T.

Tímto se povoluje použití odečtených hodnot SAR při vyšetřování magnetickou rezonancí o intenzitě magnetického pole 3T v bakalářské práci Jaroslava Ráčka DiS

V Praze dne: 3.11.2008

za Etickou komisi: předseda MUDr. Jiří Janatka

## 10. Seznam zkratek

FA – flip angle

FOV – field of view

FRFSE – fast repeat fast spin echo

GHz – gigahertz

GRE – gradient echo

LS – lumbosakrální

MR – magnetická rezonance

ms- milisekunda

PAT – parallel acquisition technice

PD – protonová denzita

RF – radiofrekvenční

SAR – specifický absorbovaný výkon

SI/Acq – Slices on Acquisition

T – Tesla

TE – time to echo

TG – transmit gain

TR – time to repetition,

TSE – turbo spin echo

ÚVN – Ústřední vojenská nemocnice

W/kg – Watt na kilogram

## 11. Seznam příloh

Obrázek 1 – graf závislosti SAR na hmotnosti, fantom – vyšetření mozku.....	20
Obrázek 2 - graf závislosti SAR na hmotnosti, fantom – vyšetření mozku.....	20
Obrázek 3 – graf závislosti SAR na hmotnosti, pacient – vyšetření mozku.....	22
Obrázek 4 - graf závislosti SAR na hmotnosti, pacient – vyšetření mozku .....	22
Obrázek 5 – graf závislosti SAR na kalibraci TG, pacient – vyšetření mozku .....	23
Obrázek 6 – graf závislosti TG na hmotnosti pacienta, pacient - vyšetření mozku.....	24
Obrázek 7 – graf závislost SAR na hmotnosti, pacient – vyšetření LS páteře .....	25
Obrázek 8 - graf závislost SAR na hmotnosti, pacient – vyšetření LS páteře .....	25
Obrázek 9 - graf závislosti TG na hmotnosti pacienta, pacient - vyšetření LS páteře....	26
Obrázek 10 – graf závislosti SAR na TG, pacient – vyšetření LS páteře.....	26
Obrázek 11 – graf závislosti SAR na TR v oblasti T1 a PD.....	30
Obrázek 12 - graf závislosti SAR na TR v oblasti T1 a PD .....	30
Obrázek 13 - graf závislosti SAR na TR v oblasti T1 a PD .....	32
Obrázek 14 - graf závislosti SAR na TR v oblasti T2 .....	32
Obrázek 15 – graf závislosti SAR na FA.....	35
Obrázek 16 - graf závislosti SAR na FA .....	36
Obrázek 17 – graf závislosti SAR na počtu vyšetřovaných vrstev.....	37
Obrázek 18 - graf závislosti SAR na počtu vyšetřovaných vrstev .....	38
Obrázek 19 – fantom dodaný k MR přístroji.....	49
Obrázek 20 – vyrobený fantom, uzená kýta a bůček.....	49
Obrázek 21 – umístění fantomu na standardní cívku pro vyšetření páteře.....	50
Obrázek 22 – náhled obrazovky MR přístroje při plánování testu .....	50
Obrázek 23 – optimalizované průběhy RF pulzů .....	51
Obrázek 24 – SAR display.....	51
Tabulka 1 – naměřené hodnoty SAR, fantom – vyšetření mozku .....	19
Tabulka 2 – naměřené hodnoty SAR, fantom – vyšetření LS páteře.....	21
Tabulka 3 – naměřené hodnoty SAR a TG, pacient – vyšetření mozku.....	21
Tabulka 4 – naměřené hodnoty SAR a TG, pacient – vyšetření LS páteře .....	24
Tabulka 5 – naměřené hodnoty SAR při změně TR – experimentální část.....	27
Tabulka 6 – naměřené hodnoty SAR, měření v oblasti T1 a PD.....	28
Tabulka 7 - naměřené hodnoty SAR, měření v oblasti T2 .....	30
Tabulka 8 – naměřené hodnoty SAR v závislosti na FA .....	33
Tabulka 9 – naměřené hodnoty SAR v závislosti na počtu vyšetřovaných vrstev .....	36

Žádost k Etické komisi ÚVN Praha.....	52
Odpověď Etické komise ÚVN Praha.....	53



## **Poděkování**

Závěrem chci poděkovat vedoucímu práce MUDr. Tomáši Belšanovi, CSc. za odbornou pomoc při vytváření této práce. Velký dík patří mé manželce Markétě za podporu v průběhu celého tříletého studia.