

PRIMERJAVA T2*GRADIENT EHO PULZNEGA ZAPOREDJA S SUSCEPTIBILNO OBTEŽENIM PULZNIM ZAPOREDJEM

T2*GRE ECHO PULSE SEQUENCE COMPARED TO SUSCEPTIBILITY-WEIGHTED IMAGING

Katja Romarič¹, Tine Holc², Miran Jeromeč², Janez Podobnik²

¹ Študentka študijskega programa Radiološka tehnologija 2. stopnja, Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta, Zdravstvena pot 5, 1000 Ljubljana

² Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Zaloška 7, 1000

Korespondenca: pred. mag. Janez Podobnik, dipl. inž. rad., E-mail: janez.podobnik@kclj.si

Prejeto/Received: 8.1.2014

Sprejeto/Accepted: 17.3.2014

POVZETEK

Uvod: Gradient eho pulzno zaporedje (GRE) ima samo en radiofrekvenčni pulz, ki je manjši od 90°. Z gradientom najprej dosežemo fazno razpršitev, ki jo nato z nasprotnim gradientom zberemo in dobimo signal, ki ga imenujemo gradientni odmev. GRE je osnova za odkrivanje krvavitev in drugih možgansko žilnih sprememb. Susceptibility-weighted imaging (SWI) je novo pulzno zaporedje, ki temelji na 3D GRE pulznem zaporedju. Izkorišča susceptibilne efekte različnih tkiv in s tem izboljša kontrast pri odkrivanju cerebrovaskularnih bolezni.

Namen: V raziskavi bomo primerjali, katero pulzno zaporedje, T2*GRE ali SWI, nam da več informacij glede na vrsto obravnavane cerebrovaskularne patologije.

Metode: V raziskavo smo vključili 8 bolnikov z naslednjimi spremembami: kavernom, arterijsko-venska malformacija (AVM), arterijsko-venska fistula (AVF), stanje po subarahnoidalni krvavitvi (SAK) in venski angiomi. Vsi bolniki so bili slikani z MR tomografom 1,5T Philips Achieva. Iz protokola smo obravnavali samo T2*GRE in SWI pulzno zaporedje, slike ki je ocenil nevrolog.

Rezultati: V vseh osmih primerih je nevrolog ocenil, da so s SWI pulznim zaporedjem cerebrovaskularne spremembe bolje prikazane kot s T2*GRE. V razpredelnici so prikazani rezultati, ki kažejo, katero pulzno zaporedje je boljše in zakaj se je nevrolog tako odločil. Navedeno je tudi ali je na slikah posameznih pacientov prisotno popačenje in kako vpliva na oceno slike.

Razprava: Ugotovili smo, da SWI pulzno zaporedje veliko bolje prikazuje cerebrovaskularne spremembe kot T2*GRE. Robovi kavernomskih lezij so bolj ostri, hemosiderin pri diagnosticiranju ne moti. Tudi robovi AVF so bolj ostri na SWI slikah.

Zaključek: SWI pulzno zaporedje prikazuje spremembe magnetne susceptibilnosti pri odkrivanju cerebrovaskularnih bolezni. Na podlagi naših ugotovitev menimo, da bi SWI morali vključiti v protokol pri odkrivanju žilnih nepravilnosti.

Ključne besede: T2* GRE pulzno zaporedje, susceptibilno obteženo slikanje, kavernom, arterijsko-venske malformacije, arterijsko-venska fistula, subarahnoidna krvavitev, venski angiomi.

ABSTRACT

Introduction: Gradient echo pulse sequence (GRE) is based on only one RF pulse < 90°. Gradient pulse can be used to dephase and rephase the signal in the transverse plane to form gradient echoes. GRE is used for detection of hemorrhage, cavernous and arteriovenous malformation. SWI is a relatively new pulse sequence based on 3D GRE pulse sequences. SWI exploits differences of the magnetic susceptibility in various tissues and improves contrast in detection of cerebrovascular diseases.

Purpose: The purpose of our study was to compare T2*GRE and SWI imaging and to analyse which pulse sequence gives us more information with regard to the pathology.

Methods: The study included 8 patients (4 female and 4 male patients) with the following pathologies: cavernous, AVM, AVF, SAH and venous angioma. All patients underwent MR imaging with a 1.5T scanner (1.5T Philips Achieva 1.5T NOVA HP Gradients, 16 channel and SENSE-Head-8 coil). Only T2*GRE and SWI images from patient protocol were assessed by an experienced neuroradiologist.

Results: In all eight cases, the neuroradiologist determined that the cerebrovascular changes were displayed better by the SWI pulse sequence than by T2*GRE. The table presents the results that show which pulse sequence is better and explains the neuroradiologist's decision. The table also stated whether the artefacts disturbed the image evaluations.

Discussion: SWI was much better in displaying pathologies than T2*GRE sequence. The margins of cavernous malformations on SWI images were sharper and hemosiderin did not lead to artefacts. The AVF margins were also better displayed on SWI images and venous angioma was not detected by T2*GRE sequence.

Conclusion: SWI imaging shows changes in magnetic susceptibility in detecting cerebrovascular diseases. Based on our findings, we believe that SWI should be included in the protocol of detecting vascular abnormalities.

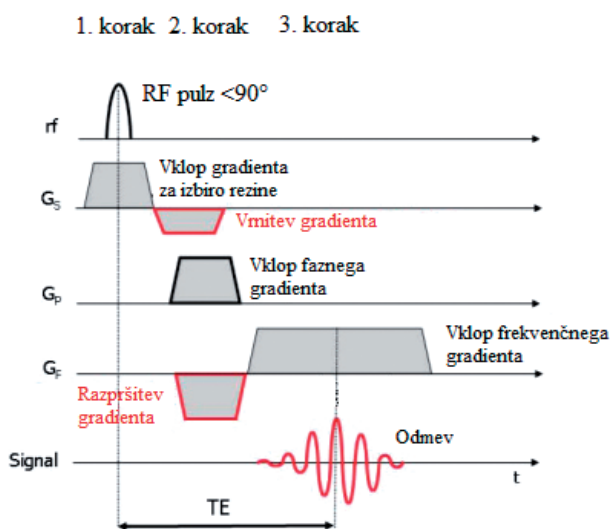
Key words: T2* gradient echo pulse sequence, susceptibility weighted imaging, cavernous, arteriovenous malformations, arteriovenous fistula, subarachnoid hemorrhage, venous angioma.

UVOD

Slikanje z magnetno resonanco (MR), ki temelji na gradientnem odmevu, se uporablja v različnih MR protokolih (Markl in Leupold, 2012). T2* gradient eho pulzno zaporedje (T2*GRE) je zlati standard za dokazovanje kavernomov oz. možganskih krvavitev, krvavitev v tumorjih in arterijsko-venoskih malformacij (AVM) (de Souza, 2008; Chavhan, 2009). Z dolgoletnimi raziskavami so znanstveniki odkrili novo pulzno zaporedje, susceptibilno obteženo slikanje (susceptibility-weighted imaging – SWI). Izkorišča susceptibilne efekte različnih tkiv in snovi kot so kri, železo in kalcinacije, kot nov vir za izboljšanje kontrasta. Prvi članek o SWI je bil objavljen že leta 1997. Običajno pa mine več let, da nova odkritja zapustijo raziskovalno okolje in postanejo del standardnih radioloških aplikacij (Haacke, 2009).

Gradient eho pulzno zaporedje

GRE pulzno zaporedje je poleg spin eho pulznega zaporedja osnova za številne MR tehnike slikanja. Razlika med slikanjem s spinskim odmevom in slikanjem z GRE je povezana z elementi pulznega zaporedja, ki se uporabljajo za ustvarjanje MR signala. Za spinsko preusmeritev in ustvarjanje spinskega odmeva se uporabljata dva radiofrekvenčna (RF) pulza, 90° in 180°. GRE slikanje pa temelji le na enem RF pulzu, kjer je odklonski kot (FA – flip angle) manjši od 90° (Markl in Leupold, 2012). Z gradientom najprej dosežemo fazno razpršitev, ki jo nato z nasprotnim gradientom zberemo in dobimo signal, ki ga imenujemo gradientni odmev (Demšar, 1996). Na sliki 1 je shematski prikaz GRE pulznega zaporedja.



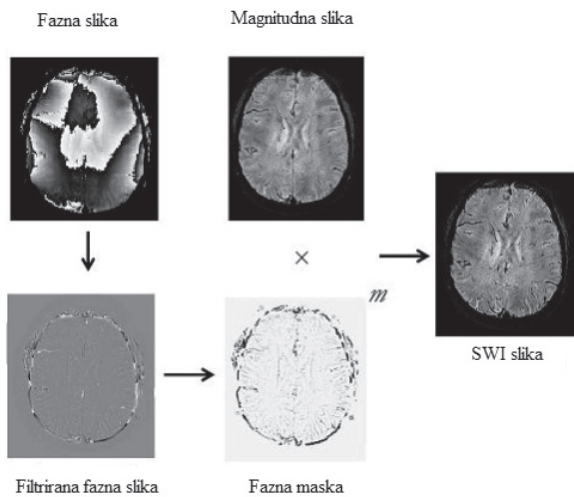
Slika 1: Gradient eho pulzno zaporedje (Ridgway, 2010)

Intenziteto signala gradientnega odmeva določijo T2* razpad (Markl in Leupold, 2012). Gradientni odmev uporabljamo za T1 ali T2* obtežene slike (Pooley, 2005). GRE pulzno zaporedje je T2* obteženo, če uporabimo majhen odklonski kot, dolg čas odmeva (TE) in dolg čas ponavljanja (TR). Vendar sta dolg TE in TR mnogo krajša, kot pri spin eho pulznem zaporedju. Druga dva dejavnika, ki tudi povečujeta senzitivnost T2*GRE pulznega zaporedja sta večji vokal in povečanje jakosti polja (Chavhan et al., 2009). S T2*GRE pulznim zaporedjem lahko prikažemo cerebralne krvavitve, AVM, kavernome, krvavitve v tumorjih, stare intraventricularne krvavitve, trombirane anevrizme in nekatere kalcinacije (Chavhan et al., 2009).

Susceptibilno obteženo slikanje

SWI je relativno novo MR pulzno zaporedje, ki zagotavlja inovativno izboljšanje kontrasta za prikaz sprememb magnetne susceptibilnosti (Gasparotti et al., 2011). Magnetna susceptibilnost ali magnetna dovzetnost je definirana kot magnetni odziv snovi, ki je izpostavljena v zunanjem magnetnem polju (Haacke et al., 2009). Ko je objekt postavljen v enotnem magnetnem polju, je inducirana magnetizacija M podana z $M = \chi H$, kjer χ predstavlja susceptibilnost, ki je mera za dovzetnost snovi za magnetizacijo pri vzpostavitvi magnetnega polja, H pa uporabljeno magnetno polje (Haacke et al., 2009).

Osnovna MR pulzna zaporedja uporabljajo magnitudne podatke, da prikažejo kontrast med tkivi (Robinson et al., 2011). SWI je visoko ločljivo tridimenzionalno GRE pulzno zaporedje, ki uporablja magnitudne in fazne podatke (Eriksson, 2011). Fazni podatki vsebujejo mikroskopske spremembe, ki dajejo informacije o susceptibilnosti v snoveh oz. tkivih in makroskopske spremembe, ki pa ne vsebujejo uporabne informacije za SWI (slika 2, fazna slika). Makroskopska polja odstranimo z visoko prepustnim filtrom (high-pass filter) (slika 2, filtrirana fazna slika). Fazna slika omogoča razlikovanje med paramagnetnimi (npr. kri) in diamagnetnimi snovmi (npr. kalcij). Da povečamo kontrastnost fazne slike, ustvarimo fazno masko (phase mask) (Eriksson, 2011), ki jo nato večkrat pomnožimo z magnitudno sliko. Haacke in sod. (2004) navajajo, da je število pomnožitev običajno 4. Tako dobimo končno SWI sliko, ki je uporabna za diagnostične namene (slika 2). SWI prikaže odlično kontrastnost med deoksigenirano krvjo v venah in belo ali sivo možganovino.



Slika 2: Koraki obdelave za ustvarjanje SWI slike (Eriksson 2011)

Da povečamo vidnost manjših žil in drugih učinkov susceptibilnosti, naredimo mIP (minimum Intensity Projection) rekonstrukcijo. Ta tehnika je uporabna za pregled venskega drenažnega sistema na SWI sliki. Debelina reza se lahko spreminja (Eriksson, 2011).

NAMEN

Namen našega članka je predstaviti obe pulzni zaporedji in ugotoviti, katero je bolj občutljivo za prikaz bolezenskih sprememb v možganih. Predstavili bomo tudi prednosti in slabosti posameznega pulznega zaporedja in primerjali svoje rezultate z rezultati drugih podobnih raziskav. Rezultati našega članka bodo pripomogli k izboljšanju protokola na Nevroradiološkem oddelku Kliničnega inštituta za radiologijo.

METODE

Uporabljena je bila deskriptivna metoda in retrospektivni pregled baze podatkov na Nevroradiološkem oddelku Kliničnega inštituta za radiologijo, UKC Ljubljana.

V raziskavo smo vključili 8 bolnikov, od tega štiri ženske in štiri moške. Vsi bolniki so bili slikani s superprevodnim aparatom 1,5 T Philips Achievo, NOVA HP Gradients, z uporabo 16-kanalne nevrovaskularne tuljave ali 8-kanalne tuljave za slikanje glave. Pri vseh protokolih sta bili vključeni T2*GRE in SWI pulzni zaporedji. Tabela prikazuje parametre obeh pulznih zaporedij.

Tabela 1: Parametri T2*GRE in SWI sekvence

	T2*GRE	SWI
TR (ms)	698	23
TE (ms)	23	32
odklonski kot	18°	10°
FOV (mm)	230	220
matrika	256 × 162	220 × 181
debelina reza (mm)	5	1
čas meritve	2 min, 50s	2min, 31 s

Slike izbranih bolnikov smo preko PACS sistema poslali v oceno nevroradiologu. Štirje bolniki so imeli diagnozo kavernom in po eden AVM, arterijsko-vensko fistulo (AVF), stanje po SAK in venski angiom.

REZULTATI

V tabeli 2 so bolniki razvrščeni po zaporednih številkah od 1 do 8. Pri vsakem so navedeni podatki o spolu, patologiji in številu popačenj na SWI in T2*GRE slikah. Tabela 2 prikazuje tudi, pri katerem pulznem zaporedju je prikaz patologije boljši in zakaj se je radiolog odločil za to pulzno zaporedje.

Tabela 2: Podatki o pacientih v raziskavi

Št. pacienta	Spol	Patologija	Popačenja SWI	Popačenja GRE T2*	Prikaz boljši na	Odločitev radiologa
1	m	kavernom	1	1	SWI	Prikaz okolnih žilnih struktur, povezanih s patologijo. Bolj oster rob.
2	ž	AVF	2	2	SWI	Prikaz okolnih žilnih struktur, povezanih s patologijo. Bolj oster rob. mIP TRA 3 mm/0 dober prikaz, KOR, SAG nista natančni.
3	ž	kavernom	1	1	SWI	Prikaz okolnih žilnih struktur – vena. mIP 10 mm/–4 mm dobro prikaže.
4	ž	stanje po SAK	1	1	SWI	Bolje prikazani ostanki krvi po SAH. mIP 3 mm/0 dober prikaz.
5	m	AVM	2	2	SWI	Manjši ostanki hemosiderina bolje prikazani. mIP 10 mm/–4 mm ni dobra.
6.	m	venski angiom	1	1	SWI	Na T2*GRE venski angiom ni viden. Na mIP zelo dober prikaz.
7	m	kavernom	1	1	SWI	Prikaz okolnih žilnih struktur.
8	ž	kavernom	2	3	SWI	Viden center sveže krvavitve, hemosiderin ne moti. mIP ni uporabna.

Legenda: popačenja 1 = ni popačenj v tem področju; popačenja 2 = popačenja so prisotna, vendar ne motijo; popačenja 3 = popačenja so

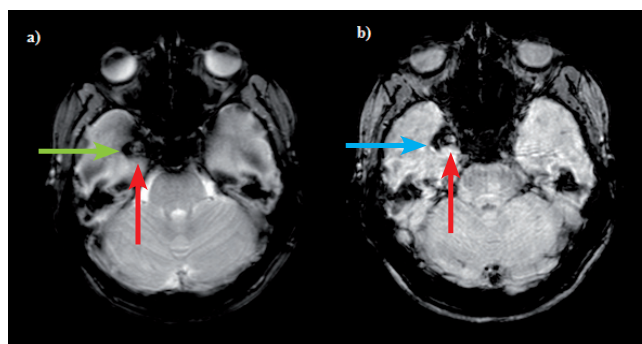
prisotna in motijo; mIP 3 mm/0 = rekonstrukcija z debelino reza 3 mm, brez prekrivanja rezin; mIP 10 mm/-4 mm = rekonstrukcija z debelino reza 10 mm, z -4 mm prekrivanjem rezin; TRA = transverzalna ravnina; SAG = sagitalna ravnina; KOR = koronarna ravnina

Pri bolniku 1, 3, 7, 8 smo po opravljeni preiskavi odkrili kavernom, ki ima na SWI sliki bolj oster rob kot na T2*GRE sliki. Tudi okolne žilne strukture, povezane s patologijo, so bile na SWI sliki dobro vidne. Pri pacientu 3 je bil dober prikaz kavernoma na rekonstruirani mIP 10 mm/-4 mm sliki, pri pacientu 8 pa mIP sliki rekonstrukcija ni bila uporabna, je pa bilo vidno področje sveže krvavitve, katerega ocene hemosiderin ni motil. Pri bolniku 2 je bila AVF bolje prikazana na SWI sliki. Vidna je bila na rekonstruirani transverzalni ravnini z debelino reza 3 mm/0, slike v sagitalni in koronarni ravnini pa niso bile dovolj natančne. Stanje po SAK pri bolniku 4 je bilo bolje prikazano na rekonstruirani SWI sliki z debelino reza 3mm/0. Pri bolniku 5 so bili ostanki hemosiderina pri AVM bolje vidni na SWI sliki. Rekonstrukcija z debelino reza 10 mm/-4 mm po mnenju radiologa ni bila uporabna. Venski angiom pri bolniku 6 na T2*GRE sliki ni bil viden, zelo dobro pa ga je prikazala SWI slika z mIP rekonstrukcijo. Pri bolnikih 1, 3, 4, 6, 7 v ocenjevanem področju na nobenih slikah ni bilo popačenj. Pri bolnikih 2 in 5 so bila popačenja prisotna na obeh slikah, vendar niso motila ocenjevanja. Pri pacientu 8 je bilo na T2*GRE sliki popačenje, ki je motilo ocenjevanje, prav tako na SWI, vendar ocenjevanja ni motilo.

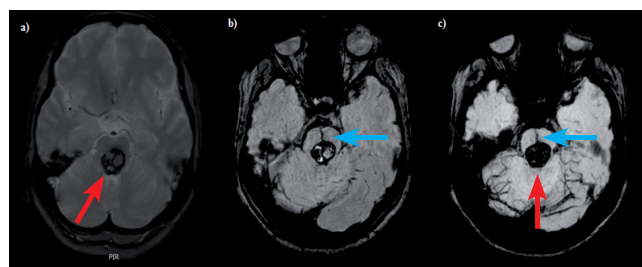
RAZPRAVA

V razpravi smo primerjali naše rezultate z rezultati drugih podobnih raziskav, pri kavernomih, AVM, SAH in pri venskih angiomih.

Kavernom. T2* obteženo GRE slikanje je priporočeno kot najbolj občutljiva tehnika za dokazovanje sporadičnih in družinskih kavernomskih sprememb (Lehnhardt et al., 2005). Med oceno 57 francoskih družin z družinskim kavernomom so Labauge in sod. (1998) odkrili, da približno v 5% konvencionalno MR slikanje brez T2*GRE sekvence ne bi zaznalo kavernomskih sprememb. V naši raziskavi smo ugotovili, da so pri vseh bolnikih (1, 3, 7 in 8) kavernomi bolj vidni na SWI slikah. Na teh slikah so robovi bolj ostri, prikazane pa so tudi oklone žilne strukture. Slika 3 prikazuje popačenje zaradi hemosiderina (opisan v drugem delu razprave) na T2*GRE sliki, na kateri popačenje prekriva okolne žilne strukture in moti pri diagnosticiranju. SWI slika pa žilne strukture lepo prikazuje. Na sliki 4 vidimo področno žilo, ki je na T2*GRE ne opazimo. MIP 10 mm/-4 mm še dodatno izboljša prikaz okolnih žilnih struktur.



Slika 3, bolnik 8: a) T2*GRE slika kavernoma, ki je označen z rdečo puščico, zelena puščica prikazuje popačenje. b) SWI slika kavernoma, označenega z rdečo puščico, z modro pa je označena vidna žila (UKC Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Nevroradiološki oddelek, 2013).



Slika 4, bolnik 3: a) T2*GRE slika kavernoma, ki je označen z rdečo puščico. b) SWI slika, z rdečo puščico je označen kavernom, z modro področna žila. c) mIP 10 mm/-4 mm SWI slika, rdeča puščica prikazuje kavernom, modra pa področno žilo (UKC Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Nevroradiološki oddelek, 2013)

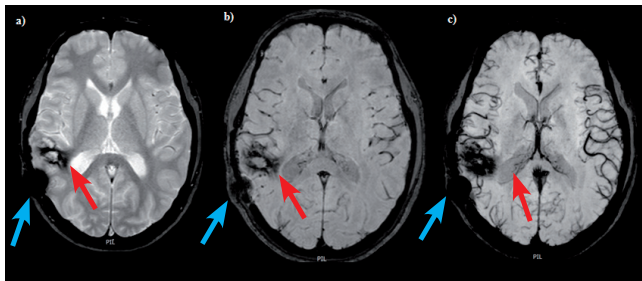
Lee et al. (1999) so prvi opisali uporabo SWI za slikanje kavernomov. Predstavili so serijo 10 bolnikov, pri katerih so opravili T2* obteženo GRE in SWI. Ugotovili so, da so na SWI slikah robovi kavernomskih sprememb bolj omejeni in odkrili dve dodatni leziji, ki na T2* obteženih slikah nista bili vidni. Cooper et al. (2008) poročajo o primeru 59 let stare osebe z družinskim kavernomom, pri kateri so dokazali trikrat večje število lezij na SWI sliki kot na T2*GRE. Souza et al. (2008) so v raziskavi, ki je obsegala 15 bolnikov našli naslednje povprečno število lezij: 5,7 pri T2 FSE, 26,3 pri T2*GRE in 45,6 pri SWI. Število lezij na SWI slikah je 1,7-krat večje kot na T2*GRE sekvenci ($p = 0,001$). Ugotovili so, da se, v primerjavi s T2 FSE ali celo T2*GRE, s SWI znatno poveča občutljivost za odkrivanje kavernomskih sprememb pri bolnikih z družinsko obliko bolezni. 40% sprememb je bilo vidnih samo na SWI, kjer so bila tudi popačenja zaradi hemosiderina manj izražena. Tudi pri našem bolniku 8 hemosiderin na SWI sliki ni motil ocene.

SWI slikanje poveča občutljivost za odkrivanje družinskih multifokalnih kavernomskih sprememb, vendar pa pri sporadičnih enojnih spremembah ne zazna dodatnih sprememb. SWI slike so zelo občutljive za prikaz pridruženih venskih anomalij brez potrebe po uporabi kontrastnega sredstva. Slednje lahko predstavlja veliko prednost pri nosečnicah, bolnikih z okvaro ledvic in pri tistih z alergijsko reakcijo na gadolinijevo kontrastno sredstvo (Campbell, 2010).

Arterijsko-venske malformacije. Možganske AVM se zaradi značilnega hitrega pretoka krvi lahko enostavno prikažejo s

konvencionalno MR in MR angiografijo (MRA). Za detekcijo žil s počasnim pretokom pa je MRA neustrezna. V raziskavi s 17 bolniki, v kateri so primerjali konvencionalno MRA s SWI, so na SWI slikah odkrili 3 AVM, ki na konvencionalni MRA niso bile vidne. T2*GRE z manjšim vokslom lahko zazna majhne venske strukture, vendar SWI omogoča boljše občutljivost in lahko odkrije žilne venske strukture, ki na običajnih T2*GRE slikah niso vidne (Sehgal et al., 2005).

V naši raziskavi so rezultati pri bolniku 5 (slika 5) pokazali, da so na SWI slikah bolje prikazani manjši ostanki hemosiderina kot pa na T2*GRE slikah. Tudi popačenje, ki ga povzroča pooperativno spreminjanje kostnine lobanje, je bolje omejeno na SWI sliki (na mIP 10 mm/–4 mm SWI sliki ima opisano popačenje zelo oster rob). MIP 10 mm/–4 mm v tem primeru ni primerna, ker je debelina reza predebela in malformacije ne more natančno prikazati.



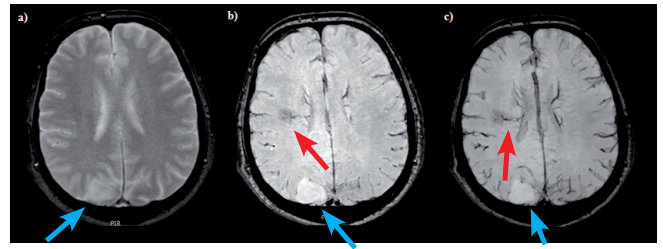
Slika 5, bolnik 5: z rdečo puščico je označena AVM, z modro pa popačenje zaradi pooperativno spremenjene kostnine. a) T2*GRE slika, b) SWI slika, c) mIP 10 mm/–4 mm SWI slika (UKC Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Nevroradiološki oddelek, 2013)

Subarahnoidna krvavitev. SWI sekvenca je zelo občutljiva za odkrivanja paramagnetnih snovi in venskih žil. Izkazalo se je, da je pri odkrivanju SAK veliko boljše od T2*GRE sekvence (Baldawa et al., 2011). Te rezultate lahko potrdimo tudi z našo raziskavo. Pri bolniku 4 so bolje prikazani ostanki krvi po SAK na rekonstruiranih mIP 3 mm/0 SWI slikah kot pa na T2*GRE (slika 6).



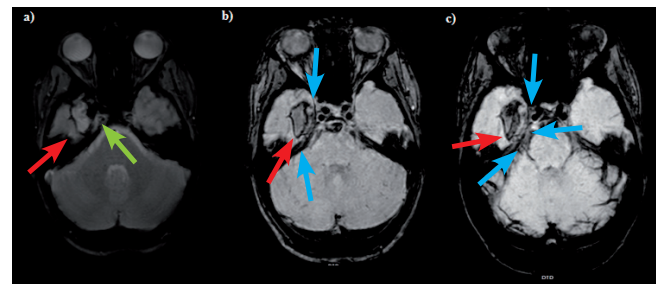
Slika 6, bolnik 4: s puščicami so prikazani ostanki krvavitev; a) T2*GRE slika, b) SWI slika, c) mIP 3 mm/0 SWI slika (UKC Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Nevroradiološki oddelek, 2013)

Venski angiom. Reichenbach et al. (2001) so odkrili, da SWI natančneje prikaže venski angiom kot kontrastno MRI slikanje. Pri bolniku 6 smo ugotovili, da venski angiom zaradi majhne velikosti na T2*GRE sliki ni viden, SWI slika pa žilne strukture zelo dobro prikazuje (slika 7). Venski angiom pri bolniku 6 je bil najden naključno (bolnik je prišel na MR slikanje zaradi napotne diagnoze astrocitom).



Slika 7, bolnik 6: z rdečo puščico je označen venski angiom, z modro pa astrocitom; a) T2*GRE slika, b) SWI slika, c) mIP SWI slika (UKC Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Nevroradiološki oddelek, 2013)

Arterijsko-venska fistula. Pri bolniku 2 z AVF smo ugotovili, da rekonstruirana mIP SWI slika v transversalni ravnini z debelino reza 3 mm/0 bolje prikaže oster rob fistule kot pa v koronarni in sagitalni ravnini. Na sliki 7 je na mIP 3 mm/0 prikazanih več okolnih žilnih struktur kot na navadni SWI sliki. Pri T2*GRE sliki okolne žilne strukture niso vidne zaradi popačenja, ki ga povzroča hemosiderin.



Slika 8, bolnik 2: a) T2*GRE slika, na kateri je z rdečo puščico označena AVF in z zeleno popačenja zaradi hemosiderina; b) SWI slika prikazuje AVF, označeno z rdečo puščico; modri prikazujeta okolne žile; c) mIP 3 mm/0 SWI slika, rdeča puščica prikazuje AVF, modre pa okolne žile (UKC Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Nevroradiološki oddelek, 2013).

V nadaljevanju razprave navajamo pomanjkljivosti SWI in T2*GRE pulznih zaporedij ter pomanjkljivosti naše raziskave.

Prva pomanjkljivost so artefakti, ki nastanejo z integracijo faznih podatkov. Sehgal et al. (2005) navajajo, da fazno nehomogenost zmanjšamo z uporabo naprednih tehnik filtriranja.

Druga pomanjkljivost je čas zajemanja podatkov. Običajno je za 32 rezin potrebno okoli 5 minut, lahko pa tudi več kot 8. Če povečamo pokritost območja, je lahko čas slikanja od 10 do 16 minut. Na Nevroradiološkem oddelku KIR UKC Ljubljana je pulzno zaporedje prirejeno tako, da pri SWI traja čas meritve 2 minuti in 31 sekund, kar je manj kot pri T2*GRE, ki traja 2 minuti in 50 sekund. Ker se uporablja samo transversalne mIP rekonstrukcije, je debelina rezine povečana iz 1 mm na 2, s čimer se skrajša čas meritve. SWI za jakosti 3 in 4 T omogoča podrobno visoko prostorsko ločljivost slike venskega žilja. Na 1,5 T lahko žile, ki imajo v premeru več sto mikronov, vizualiziramo z 1 mm² resolucijo, medtem ko so s 3 ali 4 T lahko žile, manjše kot 200 μ, vizualizirane z 0,25 mm² resolucijo (Sehgal et al., 2005).

Tretja omejitev SWI in T2*GRE pulznih zaporedij je v tem, da težko razlikujemo majhne vene od majhnih krvavitev in tromboz zaradi podobnih lastnosti signala. Vendar pa predin pokontrastno sekvenčno SWI slikanje ali analiza faznih podatkov to pomanjkljivost lahko ublaži (Sehgal et al., 2005).

Naslednja omejitev pri T2*GRE pulznem zaporedju so popačenja, ki jih povzročata hemosiderin in nastanejo zaradi magnetne dovzetnosti, kar povečuje navidezno velikost kavernomskih sprememb, ker vsebujejo deoksigeniran hemoglobin in hemosiderin (Campbell et al., 2010).

V raziskavo bi bilo potrebno vključiti večje število bolnikov s cerebrovaskularno patologijo. Tako bi podatke lahko statistično obdelali in raziskava bi dala bolj relevantne rezultate. Koristna bi bila tudi raziskava, v kateri bi prikazali uporabnost SWI tudi pri drugih bolezenskih spremembah v možganih.

ZAKLJUČEK

T2* gradient eho pulzno zaporedje, ki je občutljivo na magnetno susceptibilnost, se uporablja za dokazovanje krvavitev in venskih malformacij. Susceptibilno obteženo slikanje je novo visoko ločljivo tridimenzionalno GRE pulzno zaporedje, sestavljeno iz magnitudnih in faznih podatkov. SWI metoda slikanja izboljšuje prikazane spremembe magnetne susceptibilnosti. Naši rezultati potrjujejo, da je SWI slikanje boljše pri odkrivanju cerebrovaskularnih bolezni, zato bi ga morali vključiti v protokol za odkrivanje žilnih nepravilnosti.

LITERATURA

Baldawa SS, Bele K, Menon G, George CV, Abraham M, Nair S (2011). Susceptibility-Weighted Imaging A New Toll for Detection of Intratumoral Bleeding and Subarachnoid Hemorrhage-Report of Two Cases. *Clin Neuroradiol* 22 (3): 257–61.

Campbell PG, Jabbour P, Yadla S, Awad IA (2010). Emerging clinical imaging techniques for cerebral cavernous malformations: a systematic review. *Neurosurg Focus* 29 (3): 1–8.

Chavhan GB, Babyn PS, Thomas B, Shroff MM, Haacke EM (2009). Principles, Techniques, and Applications of T2*-based MR Imaging and Its Special Applications. *RadioGraphics* 29 (6): 1433–49.

Cooper AD, Campeau NG, Meissner I (2008). Susceptibility-weighted imaging in familial cerebral cavernous malformations. *Neurology* 71 (5): 382.

de Souza JM, Domingues RC, Cruz LC, Domingues FS, Iasbeck T, Gasparetto EL (2008). Susceptibility-Weighted Imaging for the Evaluation of Patients with Familial Cerebral Cavernous Malformations: A Comparison with T2-Weighted Fast Spin-Echo and Gradient-Echo Sequences. *AJNR* 29 (1): 154–8.

Demšar F, Jevtič V, Bačić GG (1996). Slikanje z magnetno resonanco. *Ljubljana : Litterapicta*, 10–50.

Eriksson S (2011). A study of susceptibility-weighted MRI including a comparison of two different implementations. Master of Science Dissertation. Sweden: LUND University.

Gasparotti R, Pinelli L, Liserre R (2011). New MR sequences in daily practice: susceptibility weighted. *Insights Imaging* 2 (3): 335–47.

Haacke EM, Mittal S, Wu Z, Neelavalli J, Cheng YC (2009). Susceptibility-Weighted Imaging: Technical Aspects and Clinical Applications, Part 1. *AJNR Am J Neuroradiol* 30 (1): 19–30.

Haacke EM, Xu Y, Cheng YCN, Reichenbach JR (2004). Susceptibility Weighted Imaging (SWI). *Magn Reson Med* 52 (3): 612–8.

Labauge P, Laberge S, Brunereau L, Levy C, Tournier Lasserre E, Francaise S (1998). Hereditary cerebral cavernous angiomas: clinical and genetic features in 57 French families. *Lancet* 352 (9114): 1892–7.

Lee BC, Vo KD, Kido DK, et al. (1999). MR High-Resolution Blood Oxygenation Level-Dependent Venography of Occult (Low-Flow) Vascular Lesions. *AJNR Am J Neuroradiol* 20 (7): 1239–42.

Lehnhardt FG, von Smekal U, Rückriem B, et al. (2005). Value of Gradient-Echo Magnetic Resonance Imaging in the Diagnosis of Familial Cerebral Cavernous Malformation. *ARCH Neurol* 62 (4): 653–8.

Markl M, Leupold J (2012). Gradient Echo Imaging. *Magn Reson Imaging* 35 (6): 1274–89.

Mittal S, Wu Z, Neelavalli J, Haacke EM (2009). Susceptibility-Weighted Imaging: Technical Aspects and Clinical Applications, Part 2. *AJNR* 30 (2): 232–52.

Pooley RA (2005). Fundamental Physics of MR Imaging. *RadioGraphics* 25 (4): 1087–99.

Ridgway JP (2010). Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part 1. *J Cardiovasc Magn R* 12 (1): 1–28.

Robinson RJ, Bhuta S et al. (2011). Susceptibility-Weighted Imaging of the Brain: Current Utility and Potential Applications. *J Neuroimaging* 21 (4): 189–204.

Sehgal VM, Delproposto ZM, Haacke EM, et al. (2005). Clinical Applications of Neuroimaging With Susceptibility-Weighted Imaging. *Magn Reson Imaging* 22 (4): 439–50.