

# Razlike analize rekonstrukcija kod MR angiografije i MSCT angiografije mozga

---

**Barišić, Mara Kristina**

**Undergraduate thesis / Završni rad**

**2024**

*Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj:* **University of Split / Sveučilište u Splitu**

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:176:213278>

*Rights / Prava:* [In copyright](#)/[Zaštićeno autorskim pravom.](#)

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-01-16**

*Repository / Repozitorij:*



Sveučilišni odjel zdravstvenih studija  
SVEUČILIŠTE U SPLITU

[Repository of the University Department for Health Studies, University of Split](#)



UNIVERSITY OF SPLIT



DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

SVEUČILIŠTE U SPLITU  
Podružnica  
SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA  
SVEUČILIŠNI PRIJEDIPLOMSKI STUDIJ  
RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Mara Kristina Barišić**

**RAZLIKE ANALIZE REKONSTRUKCIJA KOD MR  
ANGIOGRAFIJE I MSCT ANGIOGRAFIJE MOZGA**

**Završni rad**

Split, 2024.

SVEUČILIŠTE U SPLITU  
Podružnica  
SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA  
SVEUČILIŠNI PRIJEDIPLOMSKI STUDIJ  
RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Mara Kristina Barišić**

**RAZLIKE ANALIZE REKONSTRUKCIJA KOD MR  
ANGIOGRAFIJE I MSCT ANGIOGRAFIJE MOZGA**

**DIFFERENCES IN THE ANALYSIS OF  
RECONSTRUCTIONS IN MR ANGIOGRAPHY AND MSCT  
ANGIOGRAPHY OF THE BRAIN**

**Završni rad / Bachelor's Thesis**

Mentor:

**Ljiljana Marčić, doc. dr. sc.**

Split, 2024.

# TEMELJNA DOKUMENTACIJSKA KARTICA

ZAVRŠNI RAD

Sveučilište u Splitu  
Sveučilišni odjel zdravstvenih studija  
Sveučilišni prijediplomski studij radiološka tehnologija

**Znanstveno područje:** biomedicina i zdravstvo  
**Znanstveno polje:** kliničke medicinske znanosti

**Mentor:** Doc. dr. sc. Ljiljana Marčić

## RAZLIKE ANALIZE REKONSTRUKCIJA KOD MR ANGIOGRAFIJE I MSCT ANGIOGRAFIJE MOZGA

Mara Kristina Barišić, 0346013271

### SAŽETAK

**Uvod:** MR angiografija i MSCT angiografija predstavljaju dvije ključne metode za neinvazivnu vizualizaciju vaskulature mozga, svaka sa svojim prednostima i ograničenjima. Ove pretrage su od fundamentalnog značaja za pravovremenu dijagnozu i liječenje aneurizmi, tumora, arterio-venskih malformacija, moždanih udara i drugih patoloških stanja mozga.

**Cilj rada:** Ovaj rad ima za cilj usporediti njihove tehničke aspekte, dijagnostičku točnost i kliničku primjenjivost kako bi se identificirale optimalne indikacije za korištenje svake metode.

**Rasprava:** Uz podlogu brojnih znanstvenih studija ističe se kako MRA i MSCTA pretrage omogućuju detaljan prikaz krvnih žila i drugih anatomskih struktura mozga, koristeći različite tehnike rekonstrukcije poput multiplanarne rekonstrukcije (MPR), maksimalne projekcije intenziteta (MIP) i volumenske obrade. Posebno se naglašava važnost ovih metoda u dijagnostici i planiranju liječenja intrakranijalnih aneurizmi te karcinoma glave i vrata.

**Zaključak:** MRA se ističe sigurnošću (ne koristi ionizirajuće zračenje) i visokom kontrastnom rezolucijom, ali traje duže i osjetljivija je na pokret. MSCTA je brža metoda s visokom prostornom rezolucijom, korisna u hitnim situacijama, ali nosi rizik od zračenja i potrebu za kontrastnim sredstvima. Izbor između njih treba se temeljiti na kliničkim potrebama i stanju pacijenta. Oba područja nastavljaju se razvijati kako bi se poboljšale dijagnostičke mogućnosti i smanjili rizici za pacijente.

**Ključne riječi:** angiografija mozga, MR, MSCT, rekonstrukcije

**Rad sadrži:** 37 stranica; 0 slika; 0 tablica; 48 literaturnih referenci

**Jezik izvornika:** hrvatski

## BASIC DOCUMENTATION CARD

BACHELOR THESIS

University of Split  
University Department for Health Studies  
University undergraduate study of radiological technology

**Scientific area:** biomedicine and health care  
**Scientific field:** clinical medical sciences

**Supervisor:** Doc. dr. sc. Ljiljana Marčić

### DIFFERENCES IN THE ANALYSIS OF RECONSTRUCTIONS IN MR ANGIOGRAPHY AND MSCT ANGIOGRAPHY OF THE BRAIN

Mara Kristina Barišić, 0346013271

#### SUMMARY

**Introduction:** MR angiography and MSCT angiography represent two key methods for noninvasive visualization of the brain vasculature, each with its own advantages and limitations. These tests are of fundamental importance for the timely diagnosis and treatment of aneurysms, tumors, arterio-venous malformations, strokes and other pathological conditions of the brain.

**Aim:** This paper aims to compare their technical aspects, diagnostic accuracy and clinical applicability in order to identify the optimal indications for the use of each method.

**Discussion:** With the basis of numerous scientific studies, it is emphasized that MRA and MSCTA examinations enable a detailed representation of blood vessels and other anatomical structures of the brain, using different reconstruction techniques such as multiplanar reconstruction (MPR), maximum intensity projection (MIP) and volume rendering. The importance of these methods in the diagnosis and treatment planning of intracranial aneurysms and head and neck cancers is particularly emphasized.

**Conclusion:** MRA stands out for its safety (because it does not use ionizing radiation) and high contrast resolution, but it is time-consuming and more sensitive to movement. MSCTA is a faster method with high spatial resolution, useful in emergency situations, but carries the risk of radiation and the need for contrast agents. The choice between them should be based on clinical needs and the patient's condition. Both fields continue to evolve to improve diagnostic capabilities and reduce patient risks.

**Keywords:** brain angiography, MR, MSCT, reconstructions

**Thesis contains:** 37 pages; 0 figures; 0 tables; 48 references

**Original in:** Croatian

# SADRŽAJ

<b>1. UVOD.....</b>	<b>1</b>
1.1. MR MOZGA .....	1
1.1.1. Standardne sekvence .....	2
1.1.2. Posebne sekvence.....	6
1.2. MRA MOZGA.....	10
1.2.1. TOF tehnika .....	11
1.2.2. PC tehnika .....	12
1.3. MSCT MOZGA.....	13
1.4. MSCTA MOZGA.....	15
1.5. INDIKACIJE ZA MRA MOZGA .....	16
1.6. INDIKACIJE ZA MSCTA MOZGA.....	16
<b>2. CILJ RADA .....</b>	<b>18</b>
<b>3. RASPRAVA.....</b>	<b>19</b>
3.1. REKONSTRUKCIJE MRA MOZGA .....	19
3.2. REKONSTRUKCIJE MSCTA MOZGA .....	22
3.3. ANEURIZME.....	25
3.4. TUMORI.....	27
<b>4. ZAKLJUČAK.....</b>	<b>30</b>
<b>5. LITERATURA .....</b>	<b>31</b>
<b>6. ŽIVOTOPIS.....</b>	<b>37</b>

# 1. UVOD

Mozak, kao centralni organ ljudskog živčanog sustava, predstavlja neizmjeran izvor kompleksnosti i vitalnosti za funkcioniranje ljudskog tijela. Različita patologija mozga, zahtijeva preciznu dijagnostiku radi pravovremenog i efikasnog liječenja. Uvid u strukturu i funkciju mozga kroz radiološke pretrage poput magnetske rezonancije (MR – *eng. Magnetic Resonance*) i višeslojne kompjuterizirane tomografije (MSCT – *eng. Multi Slice Computed Tomography*) je od ključne važnosti za pravovremenu dijagnozu i liječenje patoloških stanja mozga. MR angiografija i MSCT angiografija su dijagnostičke tehnike koje omogućavaju detaljan uvid u vaskularnu strukturu mozga. MR angiografija koristi magnetska polja i radio valove za generiranje detaljnih slika krvnih žila mozga, dok MSCT angiografija koristi rendgenske zrake i kompjutersku obradu podataka za istu svrhu. Ove tehnike su od fundamentalnog značaja za prepoznavanje aneurizmi, tumora, arterio-venskih malformacija, moždanih udara i drugih vaskularnih patologija mozga [1].

## 1.1. MR MOZGA

Magnetska rezonancija je dijagnostička metoda koji prikazuje slikovne isječke ljudskog tijela (slojeve) u transverzalnoj, sagitalnoj i koronarnoj ravnini, a temeljni principi kojima se koristi za stvaranje slike zahtijevaju jako uniformno i stabilno magnetsko polje koje uspješno magnetizira uzorak koji želimo snimiti [1, 2]. MR mozga omogućava precizan uvid u anatomiju glave i mozga, uključujući kosti lubanje i lica, masno i vezivno tkivo, mišiće, krvne žile, moždanu koru, bijelu tvar, moždane ventrikule, bazalne ganglije, strukturu unutarnjeg uha, oči i njihova potporna tkiva, poput optičkih živaca i kranijalne živce. MR mozga je koristan alat u dijagnostici različitih neuroloških stanja, uključujući tumore, moždane udare, multiple skleroze, epilepsiju i druge bolesti ili poremećaje. Osim toga, MR mozga može pružiti informacije o protoku krvi u mozgu i detektirati vaskularne abnormalnosti kao što su aneurizme ili arterio-venske malformacije. Ova neinvazivna tehnika nudi visoku rezoluciju slika, što omogućava preciznu analizu struktura i potencijalnih

patoloških promjena u mozgu [3]. Princip magnetske rezonancije je propuštanje električne struje kroz gradijentne zavojnice za magnetizaciju uzduž X, Y i Z osi kako bi se stvorilo privremeno magnetsko polje. Radiofrekventne zavojnice služe za odašiljanje i primanje signala tj. radio valova. Odašiljačka zavojnica odašilje elektromagnetske valove isključivo one frekvencije koja pobuđuje vodikove protone, što nazivamo rezonancijom, dok prijemna zavojnica mjeri signal koji dolazi iz tkiva. Računalo zatim koristi te signale za procesiranje i pohranu dobivenih podataka, a shodno tome i izradu digitalnih slika struktura glave, odnosno mozga [1-4]. Posebna vrsta MR-e je funkcionalna MR mozga (fMRI) koja proizvodi slike protoka krvi u određenim područjima mozga. Ova pretraga dijagnosticira vrlo diskretne metaboličke promjene u aktivnim dijelovima mozga induciranim vanjskim podražajem. Funkcionalna MR može se koristiti za ispitivanje anatomije mozga i pokazivanje dijelova mozga koji su zaduženi za upravljanje ključnim funkcijama, kao što su govor i pokreti. Ove informacije mogu pomoći pri donošenju odluka pri razmatranju pacijenata za operaciju mozga. Osim toga, funkcionalna MR također može provjeriti prisutnost oštećenja uzrokovanih ozljedama glave ili stanjima poput Alzheimerove bolesti [2, 5].

### **1.1.1. Standardne sekvence**

Fenomen rezonancije, potaknut radiofrekvencijskim (RF) valom, doprinosi dodatnoj energiji koja se prenosi na magnetizirani objekt. Višak energije koji je dodan jezgri tokom rezonancije oslobađa se u okolinu. Jedna posljedica djelovanja RF vala je pomak magnetizacijskog vektora iz longitudinalne u transverzalnu ravninu. Druga posljedica djelovanja RF vala je postavljanje magnetizacijskih vektora svih vodikovih jezgara na isto mjesto puta vrtnje, odnosno dovođenje vektora magnetizacije svih vodikovih jezgara u istom magnetskom polju u istu fazu. Svi magnetizacijski vektori jezgara sada se vrte, odnosno precesiraju, jednakom brzinom u istoj fazi. Nakon prestanka djelovanja RF vala, magnetizacijski vektor vraća se iz transverzalne ravnine u longitudinalnu ravninu, pri čemu dolazi do oslobađanja energije od pobuđenih protona, koji tu energiju moraju predati svome okruženju. Ta se pojava naziva oporavak longitudinalne magnetizacije ili T1 oporavak (T1



relaksacija). Vrijeme relaksacije T1 specifično je za svako tkivo i varira u ovisnosti o molekularnoj strukturi okolnog tkiva. Istovremeno, dolazi do gubitka vrtnje magnetizacijskih vektora pojedinih vodikovih jezgara u istoj fazi i dolazi do defaziranja, raspadanja transverzalne magnetizacije ili T2 raspadanja (T2 relaksacija). Vrijeme relaksacije T2, također je specifično za svako tkivo i zavisi od molekularne strukture tkiva. Slično kao kod kompjuterizirane tomografije gdje se koristi specifična gustoća tkiva, svaka supstanca ili tkivo imaju svoje karakteristično vrijeme relaksacije. Dakle T1 relaksacija dovodi do oporavka longitudinalne magnetizacije uslijed predaje energije okolnoj rešetki atoma, a T2 relaksacija dovodi do gubitka transverzalne magnetizacije zbog defaziranja. Kada se tkivo suoči s patološkim promjenama, vrijednosti vremena relaksacije T1 i T2 mogu se promijeniti, pružajući korisne informacije o promjenama u strukturi ili sastavu samog tkiva [1, 6].

Kod MR snimanja, razlike u T1, T2 i PD (*eng. Proton Density*) u različitim tkivima stvaraju razlike u kontrastu tkiva na snimci. Dva ključna parametra za stvaranje kontrasta slike su vrijeme ponavljanja (*eng. Repetition Time* - TR) i vrijeme odjeka ili signala (*eng. Echo Time* - TE). TR je vrijeme između primjene jednog RF vala i početka sljedećeg. TE je vrijeme između djelovanja RF vala i nastanka MR signala. Oba od ovih parametara utječu na kontrastnost MR slika jer pružaju različite razine osjetljivosti na razlike u vremenu relaksacije između pojedinih tkiva. Kod kratkih TR-ova, razlika u vremenu relaksacije između masti i vode može se detektirati (longitudinalna magnetizacija se brže oporavlja u masti nego u vodi), dok se na dugim TR-ovima ne može detektirati. Shodno tome, TR se povezuje s T1 i utječe na kontrast T1 slika. Kod kratkih TE-ova, razlike u slabljenju T2 signala u masti i vodi se ne mogu detektirati, a na dugim TE-ovima mogu. Zbog toga TE utječe na kontrast na T2 slikama. Kada je TR dugačak, a TE kratak, nema razlike u oporavku magnetizacije i slabljenju signala između masti i vode, stoga je kontrast uočen na dobivenim MR slikama pretežno posljedica razlike u gustoći protona između dvije vrste tkiva. Tkiva s više protona imaju veći intenzitet signala, a ona s manje protona imaju manji intenzitet signala [6-8].

Pulsne sekvencije su valni oblici gradijenata i RF impulsi primijenjeni u dobivanju MR slike. Dijagram pulsne sekvence je shema vremenskog rasporeda instrukcija poslanih RF generatoru i pojačivačima gradijenta. Postoje samo dva osnovna tipa MR pulsne sekvence:

SE (*eng. Spin-Echo*) i GRE (*eng. Gradient-Echo*). Sve ostale MR sekvence su varijacije ovih, s dodatnim parametrima. MR pulsne sekvence mogu biti dvodimenzionalne (2D), gdje se jedan presjek dobiva u jednom trenutku, ili trodimenzionalne (3D), gdje se volumen s više presjeka dobiva u jednom snimanju [6, 8]. Signal u SE sekvencama nastaje bilježenjem odjeka stvorenog nakon ekscitacije tkiva pobudnim RF pulsom od  $90^\circ$  i refokusiranja transverzalne magnetizacije pulsom od  $180^\circ$ . Dodatnih  $180^\circ$  tako vraća vodikove protone u fazu i time pojačava signal, a odjek nastao na takav način zove se „spin echo“. Većina konvencionalnih SE sekvenci su vrlo duge i stoga se ne koriste često. Međutim, napredak u tehnologiji MR snimanja omogućio je smanjenje vremena akvizicije korištenjem brzih SE sekvenci. FSE (*eng. Fast Spin Echo*) ili TSE (*eng. Turbo Spin Echo*) predstavljaju ubranu verziju SE sekvenci čiji je cilj smanjiti vrijeme između odjeka. Signal se generira nakon što se neto magnetizacijski vektor okrene pomoću  $90^\circ$  pobudnog RF impulsa, nakon čega slijedi serija brzih ponavljanja refazirajućih impulsa od  $180^\circ$ . U procesu se stvaraju odjeci u nizu (*eng. Echo Train*). Turbo faktor označava koliko je vrijeme skraćeno u odnosu na SE sekvencu. Vrijeme akvizicije se značajno smanjuje uporabom brze SE sekvence u odnosu na konvencionalnu SE sekvencu.

IR (*eng. Inversion Recovery*) SE klasična je SE sekvenca u kojoj se primjenjuje inverzijski puls od  $180^\circ$  kako bi se okrenuo neto magnetizacijski vektor za  $180^\circ$  i neutralizirao signal određene komponente (npr. vode u tkivu). Kada RF puls prestane, rotirajuće jezgre počinju se opuštati. Kada neto magnetizacijski vektor za vodu prođe transverzalnu ravninu, tj. točku neutralizacije za to tkivo, primjenjuje se konvencionalni  $90^\circ$  impuls, nakon čega se SE sekvenca nastavlja kao i prije. Interval između  $180^\circ$  impulsa i  $90^\circ$  impulsa naziva se inverzijsko vrijeme – TI (*eng. Time From Inversion*). Na TI, neto magnetizacijski vektor vode je vrlo slab, dok je onaj za tjelesna tkiva jak. Kada se neto magnetizacijski vektori okrenu pomoću  $90^\circ$  impulsa, u vodi ili nema ili ima vrlo malo transverzalne magnetizacije, pa se ne generira signal, što dovodi do tamnog izgleda tekućine, dok se intenzitet signala kreće od niskog do visokog u tkivima s jačom neto magnetizacijom. Tehnika IR SE se koristi za prigušivanje signala određenih komponenti u tijelu, kao što su voda ili mast. Ciljano smanjenje intenziteta signala određenih struktura, korisno je u različitim kliničkim primjenama, poput dijagnostike neuroloških stanja ili prikaza lezija. Prigušivanje signala

vode predstavlja FLAIR (*eng. Fluid Attenuation Inversion Recovery*) sekvenciju, a prigušivanje signala masti STIR (*eng. Short TI Inversion Recovery*) sekvenciju [8-11]. U FLAIR sekvencama, IR impuls koristi se za poništavanje signala iz cerebrospinalne tekućine. Longitudinalna magnetizacija cerebrospinalne tekućine je, ili mala, ili je uopće nema. Transverzalna magnetizacija cerebrospinalne tekućine je beznačajna, pa stoga ne generira signal. Eliminacija signala iz cerebrospinalne tekućine korisna je za otkrivanje teško prepoznatljivih lezija ili za ocrtavanje hiperintenzivnih lezija koje omeđuju prostore koji sadrže tekućinu, kao što su brazde ili ventrikuli u mozgu. Također, određene studije su pokazale da odgođene postkontrastne FLAIR snimke mogu biti korisne u razlikovanju metastatske bolesti i visokog stupnja glioma [6, 12]. U STIR sekvencama, impuls oporavka inverzije koristi se za poništavanje signala iz masti. U masti je longitudinalna magnetizacija, ili mala, ili uopće nije prisutna, dok je transverzalna magnetizacija beznačajna. Transverzalna magnetizacija inducira električnu struju u prijemnoj zavojnici, a budući da je ista u masti beznačajna, proizvodi i beznačajnu struju, pa shodno tome nema detektiranih signala nastalih iz masti. STIR sekvence daju odličan prikaz edema koštane srži, što u nekim slučajevima može biti jedini pokazatelj okultnog prijeloma, one također omogućuju jasnu razliku između tumora ili infekcije i normalnih struktura u kralježnici i abdomenu. STIR također smanjuje artefakte slike uzrokovane pokretima u područjima patologije, jer potiskuje visoku signalnu jačinu potkožnog masnog tkiva [6, 13].

Gradijentne sekvence (GRE – *eng. Gradient Recalled Echo*) u magnetskoj rezonanciji predstavljaju vrstu pulsne sekvence koja detektira signal koji nastaje nakon ekscitacije tkiva pobudnim RF pulsom od  $90^\circ$ , a nakon toga se refokusira raspršena transverzalna magnetizacija uzastopnim gradijentnim impulsima. Ovdje je kut otklona prema transverzalnoj ravnini manji od  $90^\circ$ , a umjesto  $180^\circ$  pulsa, povrat u fazu postiže se gradijentima. Ova tehnika omogućuje značajno skraćanje vremena skeniranja zbog primjene gradijentnih impulsa umjesto dugih  $180^\circ$  impulsa. GRE sekvence u MR omogućuju visoku osjetljivost za otkrivanje prisutnosti intrakranijalnih paramagnetskih produkata razgradnje krvi. Karakterizira ih posebna osjetljivost na promjene uzrokovane prisustvom željeza, hemoglobina ili hemosiderina u lezijama i moždanom parenhimu. Ova sekvencija se posebno koristi za dijagnosticiranje hemoragijskih kontuzija u mozgu. Prednost GRE sekvenci je u

njezinoj osjetljivosti na magnetsko polje nehomogenosti, što omogućuje detekciju krvarenja i kalcifikacija. Njihova primjena je posebno korisna u prikazu starih krvarenja i kroničnih subduralnih hematoma, gdje pružaju superiornu osjetljivost u odnosu na druge sekvence. S druge strane, ove sekvence su osjetljive na artefakte pokreta, ali njihova pouzdanost i brzina čine ih često korištenim alatom u kliničkoj primjeni, posebno kod skeniranja abdomena i pri prikazu vaskularnih struktura [6, 14, 15].

Eho-planarna sekvenca (EPI – eng. *Echo Planar Imaging*) koristi jedan niz odjeka kako bi prikupila podatke iz svih linija k-prostora tijekom jednog TR, čime omogućuje ekstremno brzo oslikavanje. Nakon jednog pobudnog RF pulsa, slijedi serija brzih gradijentnih pulsova, a potom gradijentni odjek. Svaki odjek popunjava jedan red k-prostora, što značajno smanjuje vrijeme akvizicije. Postoje dvije vrste eho-planarnih slikovnih sekvenci: SE i GRE sekvence. Gradijent faznog i gradijent frekvencijskog kodiranja uključuju se i isključuju velikom brzinom kako bi se brzo popunio k-prostor. EPI je preferirana metoda za DWI (eng. *Diffusion Weighted Imaging*), gdje se obično koristi eho-planarna SE sekvenca. Eho-planarna slika je osjetljivija na učinke magnetske osjetljivosti i pruža veći tkivni kontrast u usporedbi sa standardnim GRE sekvencama, što je čini korisnom u procjeni cerebralne perfuzije. EPI sekvencije se koriste kod pregleda nemirnih pacijenata i često se primjenjuju u fMRI. Za razvoj ovih tehnika ključna je velika snaga magnetskog polja i snažni, brzi gradijentni sustavi [6].

### **1.1.2. Posebne sekvence**

Podjela na standardne i posebne sekvence uvelike ovisi o izvođaču pretrage, odnosno o zdravstvenoj ustanovi u kojoj je pretraga rađena. Svaka zdravstvena ustanova ima svoje protokole te ovisno o njima bira sekvencije, dakle sekvencije koje su u nekoj zdravstvenoj ustanovi standardne, u drugoj mogu biti posebne i zahtijevati se dodatno, ovisno o pretrazi. Osim toga, važno je naglasiti da se ovisno o samoj patologiji, dobi i drugim posebnostima svakog pojedinog pacijenta koriste i standardne i posebne sekvence u kombinaciji koju odredi doktor radiologije.

GRE T2\* bilježi signal gradijentnog odjeka, i ovisno o tehničkim karakteristikama, postoje određene prednosti ove tehnike. Ova sekvenca zahtijeva visoku jednolikost magnetskog polja, neovisno o paramagnetskoj ili dijamagnetskoj tvari. Zbog visoke senzitivnosti na promjene u uniformnosti magnetskog polja, sekvenca je osjetljiva na detekciju, te može poboljšati stopu otkrivanja malih lezija. S druge strane, različita tkiva i organi imaju različite T2\* vrijednosti, a različiti disbalansi istih tih tkiva i organa također imaju različite T2\* vrijednosti. Stoga, T2\* vrijednost ima potencijal odražavati promjene u biokemijskim komponentama supstrata i može se koristiti za rani i kvantitativni dijagnostički proces nekih bolesti. Trenutno, ova tehnologija nailazi na široku primjenu u klinici, posebno u proučavanju cerebralnih mikrokrvarenja i taloženja željeza. Intrakranijalna manifestacija krvi na MR-i je složena i ovisi o njezinoj lokaciji i evoluciji tijekom vremena. Kada proizvodi razgradnje krvarenja prođu kroz nekoliko stupnjeva promjene tijekom vremena, uniformnost mikroskopskih lokalnih magnetskih polja se mijenja. Primjer rane evolucije je od oksihemoglobina do deoksihemoglobina. Deoksihemoglobin ima paramagnetske učinke, a učinci magnetske osjetljivosti mogu rezultirati gubitkom signala, tj. zatamnjenjem, što se može detektirati na GRE T2\*. Nadalje, ova osjetljiva sekvenca može se primijeniti i za otkrivanje malih lezija krvarenja uzrokovanih lokalnim inhomogenostima magnetskog polja. GRE T2\* ima veću stopu otkrivanja cerebralnih krvarenja od konvencionalnih MRI sekvenci i CT pregleda za ista. U usporedbi s konvencionalnim sekvencijama, GRE T2\* sekvenca ne samo da poboljšava stopu otkrivanja mikrokrvarenja, već i otkriva progres lezija krvarenja. Budući da je GRE T2\* osjetljiva na paramagnetske materijale, može identificirati više lezija koje sadrže paramagnetske tvari i može otkriti pojedinosti o tim lezijama. Shodno tome, vjerodostojnije prikazuje volumen hematoma tijekom njegove progresije. Osim toga, patološki je potvrđeno da opseg taloženja željeza odgovara opsegu otkrivenih lezija na GRE T2\* [15-17].

SWI (*eng. Susceptibility-Weighted Imaging*) sekvencija je magnetske rezonancije dizajnirana za otkrivanje razlika u magnetskoj osjetljivosti. To je trodimenzionalna gradijentna eho sekvenca visoke rezolucije koja uključuje podatke o veličini i fazi, učinkovito kompenzirajući protok. Određene tvari poput feritina, hemosiderina i deoksihemoglobina

koje se u izobilju nalaze u mozgu doprinose MR signalu kod SWI sekvence zbog svojih jakih magnetskih svojstava. Te tvari pojačavaju magnetsko polje, što rezultira pozitivnim faznim pomakom u usporedbi s okolnim tkivima. Brojne studije pokazale su izravnu korelaciju između koncentracije željeza u mozgu i faznih pomaka u SWI sekvenciji, čime se poboljšava kontrast slike. SWI sekvencija je posebno vješta u otkrivanju cerebralnih mikrokrvarenja, česte manifestacije bolesti malih krvnih žila. Štoviše, pokazala se vrijednom u procjeni neurodegenerativnih poremećaja poput Parkinsonove bolesti, Huntingtonove bolesti i Alzheimerove bolesti, gdje se opaža povećano taloženje željeza. Osim ovih primjena, SWI nalazi korisnost u procjeni stanja kao što su moždani udar, trauma, vaskulitis, epilepsija i tumori mozga. Također, ova tehnika obećavajuća je za buduće primjene poput funkcionalnog MR snimanja, snimanja s visokom snagom polja, praćenja matičnih stanica, snimanja stijenki krvnih žila i procjene perifernog živčanog sustava, poput snimanja hrskavice. Unatoč svojim kliničkim prednostima, konvencionalni SWI povezan je s dugim vremenom prikupljanja podataka, što potencijalno dovodi do artefakata pokreta i nelagode pacijenta. Međutim, SWI sekvencija nudi izravnu vizualizaciju hipointenzivnih tromboembolija zbog visokog sadržaja željeza, što pomaže u otkrivanju manjih perifernih tromboembolija ili fragmentiranih trombova. Nadopunjuje tehnike perfuzije pružajući uvid u perfuziju tkiva, posebno vidljivu kroz hipointenzivne kortikalne vene na ishemijskim područjima. SWI također pomaže u procjeni hemoragijske transformacije nakon početka akutnog moždanog udara, igrajući tako ključnu ulogu u multimodalnom prikazu akutnog ishemijskog moždanog udara pružajući vitalne fiziološke informacije o tromboembolijama i rizičnom neuroparenhimu [17-20].

DWI (*eng. Diffuse-Weighted Imaging*) sekvencija omogućuje razlikovanje brze i spore difuzije protona, poznate kao neograničena i ograničena difuzija. Ova tehnika se obično koristi uz uporabu eho-planarne ili brze GRE sekvence, popraćene s dva jednaka gradijentna impulsa. Ako nema neto kretanja rotirajućih jezgri između primjene gradijentnih impulsa, prvi impuls defazira spinove, nakon čega slijedi refaziranje s drugim impulsom, što rezultira visokim intenzitetom signala. Suprotno tome, ako postoji neto kretanje, intenzitet signala se smanjuje zbog nepotpunog refaziranja. Jedna značajna primjena DWI slike je u dijagnosticiranju nedavnih moždanih udara, koja se često koristi uz tehnike mapiranja

prividnog koeficijenta difuzije (ADC – eng. *Apparent Diffusion Coefficient*). ADC karte generiraju se iz dva skupa slika: jedan bez DWI, nalik T2 slikama, i drugi s DWI. Izračun ADC-a temelji se na negativnom logaritmu omjera između ova dva skupa, što omogućuje razlikovanje područja nedavnog moždanog udara s ograničenom difuzijom, koja djeluju tamno, od područja neograničene difuzije, koja se doimaju svijetlima. Ova razlika omogućuje određivanje starosti moždanog udara, pri čemu su područja akutnog moždanog udara prikazana kao svijetla na slikama s difuzijom i tamna na ADC mapama, područja subakutnog udara izgledaju donekle svijetla, dok su područja starih moždanih udara prikazana kao tamna na slikama s difuzijom, ali svijetla na ADC mapama. Međutim, DWI slika osjetljiva je na pokrete glave, što dovodi do gubitaka signala zbog neravnoteže gradijenta izazvane kretanjem. Prospektivne metode korekcije pokreta, kao što je brzo optičko praćenje, mogu ublažiti ove artefakte. Bez obzira na to, nekorisirani pokreti glave mogu uzrokovati pogreške i artefakte u DWI skenovima, potencijalno utječući na dijagnostičku interpretaciju u kliničkim postavkama i kvantitativne analize u istraživačkim studijama [6, 20]. Korištenje vrijednosti ADC-a predloženo je kao obećavajući potencijalni kvantitativni biomarker magnetske rezonancije. ADC vrijednosti odražavaju prividni opseg difuzije vode u tkivu i služe kao pokazatelj stanične gustoće, budući da ograničenja unutar staničnih odjeljaka ometaju slobodno kretanje molekula vode. Ova značajka ADC-a je ključna u razlikovanju između progresije tumora i promjena izazvanih liječenjem, jer je povećana gustoća stanica karakteristična za progresiju tumora [21]. DWI i ADC su tehnike koje nailaze na široku primjenu u klinici, posebno kod dijagnostike akutnih lezija i inzulta.

CISS (eng. *Constructive Interference In Steady State*) sekvencija nudi vrijedan uvid u intraventrikularne lezije, nadopunjujući konvencionalne MR studije za bolju karakterizaciju patologija. Ova tehnika daje tanke presjeke kroz bazu mozga, omogućujući na taj način analizu kranijalnih živaca. Osim toga, CISS i FLAIR sekvence izvrsne su u ocrtavanju epidermoidnih tumora unutar subarahnoidalnih prostora, pokazujući dosljedan kontrast i minimalnu interferenciju u usporedbi s konvencionalnim spin-echo slikama. Dok je konvencionalna MR slika učinkovita za procjenu intraventrikularnih lezija, može predstavljati izazov u određivanju lokalizacije, rubova i proširenosti lezije. 3D-CISS

sekvenca, međutim, daje slike visoke rezolucije ujednačene u cijelom polju pregleda, te s vrhunskim kontrastom između cerebrospinalne tekućine i čvrstih struktura. Posebno naglašava fine anatomske detalje unutar unutarnjeg uha i pontocerebralnog kuta. Slike s ovom sekvencijom jasno otkrivaju tanke stijenke cista i male cistične komponente u tumorima, uz jasno ocrtavanje rubova tumora i diseminaciju. Dodatno, sekvenca nudi nekoliko prednosti u odnosu na konvencionalno MR snimanje, uključujući poboljšani prikaz malih struktura ili lezija, fleksibilnost u ravninama snimanja kroz multiplanarnu rekonstrukciju i postkontrastnu procjenu intraventrikularnih čvrstih masa bez žrtvovanja kontrasta likvora i tumora. Važno je da 3D-CISS sekvenca predstavlja održivu opciju za pacijente s kontraindikacijama za kontrastni materijal, pružajući ključne dijagnostičke informacije na vremenski učinkovit način [22, 23].

## **1.2. MRA MOZGA**

Magnetska rezonantna angiografija (MRA) omogućuje vizualizaciju krvnih žila pomoću magnetske rezonancije, koristeći protok krvi kako bi se iste prikazale bez upotrebe kontrastnog sredstva. MRA pruža niz prednosti u usporedbi s tradicionalnom angiografijom, uključujući neinvazivnost, odsutnost izlaganja ionizirajućem zračenju, mogućnost volumetrijskog snimanja visoke razlučivosti i mogućnost pregleda bez kontrasta. Neki pregledi mozga uključuju uporabu kontrastnog sredstva, poput gadolinija, kako bi poboljšali vidljivost i dijagnostičku preciznost. Kontrastni materijal mijenja magnetska svojstva vode u tijelu, poboljšavajući kvalitetu slike i omogućujući bolju identifikaciju tumora, upala, krvnih žila i drugih patologija. U slučajevima kada je potreban kontrastni materijal, koristi se intravenski kateter kako bi se lijek ubrizgao u venu, obično u ruku ili šaku. Unatoč tome što su kontrastna sredstva sigurna, mogućnost nuspojava postoji, iako su one rijetke i obično blage. Kontrastni materijal na bazi gadolinija koji se koristi u MRA je manje povezan s rizikom alergijskih reakcija u usporedbi s kontrastnim sredstvima na bazi joda koja se koriste u kompjutoriziranoj tomografiji. Česte primjene MRA uključuju snimanje arterija i vena mozga, srca i pluća. Jedna od značajnih prednosti MRA u odnosu na druge tehnike je njena sposobnost da pruži visokokvalitetnu sliku mekog tkiva s poboljšanim kontrastom i



osjetljivošću za otkrivanje abnormalnosti. Fleksibilnost snimanja u bilo kojoj ravnini bez potrebe za repozicijom pacijenta te omogućavanje vizualizacije moždanih struktura bez artefakata uzrokovanih kranijalnim kostima dodatno potvrđuju vrijednost MRA u dijagnostici. S modernim uređajima koji imaju snažne magnete i izvrsne gradijente, mogu se jasno prikazati krvne žile u cijelom tijelu. Zahvaljujući protoku krvi, krvne žile se prikazuju kao područja bez signala i to bez potrebe za upotrebom kontrastnog sredstva. Jačina signala cirkulirajuće krvi ovisi o njenom vremenu relaksacije i brzini protoka, te o parametrima snimanja i položaju presjeka. Prvi sloj kroz koji prolazi krvna struja pokazuje jak signal unutar lumena krvne žile jer protoni vodika koji ulaze u prvi snimljeni sloj nisu prethodno bili izloženi RF podražaju. Daljnji slojevi u sekvenci gube taj signal zbog prethodnog RF podražaja. Transverzalni slojevi prikazuju intraluminalni signal u arterijama u najkranijalnijem sloju, dok se intraluminalni signal u venama pojavljuje u najkaudalnijem sloju. MR angiografija mozga omogućuje dobivanje visokokvalitetnih slika krvnih žila mozga u relativno kratkom vremenu, što je posebno korisno za dijagnozu intraventrikularnih lezija, aneurizmi i tumora. Postoje dvije osnovne tehnike MR angiografije koje ovise o protoku krvi: TOF (*eng. Time of Flight*) tehnika i PC (*eng. Phase-Contrast*) tehnika. TOF tehnika koristi kratko vrijeme ponavljanja kako bi zasitila stacionarne strukture, poput tkiva, a istovremeno stvara signal iz krvne struje, dok PC tehnika koristi razlike u brzini protoka krvi tijekom srčanog ciklusa [1, 3, 24].

### **1.2.1. TOF tehnika**

TOF tehnika u MRA koristi višestruke RF impulse s kratkim TR-ovima za zasićenje vrtnji u stacionarnim tkivima, učinkovito potiskujući njihov signal unutar slikovnih presjeka. U međuvremenu, ti RF impulsi ne utječu na krv koja dotječe, što rezultira hiperintenzivnim signalom u usporedbi sa stacionarnim tkivom. TOF snimanje može biti 2D, snimljeno dio po dio, ili 3D, snimljen veći volumen. Hibridna tehnika poznata kao MOTSA (*eng. Multiple Overlapping Thin-Slab Acquisitions*) kombinira aspekte 2D i 3D-TOF snimanja, nudeći tanje presjeke i smanjenu osjetljivost na distalnu saturaciju. Tehnika TOF iskorištava "efekt

priljeva", gdje protoni podvrgnuti RF impulsima na kratkim TR-ovima doživljavaju konstantno zasićenje, što dovodi do nultog signala. Međutim, protoni krvi koji ulaze u akvizicijski volumen ostaju nezasićeni, proizvodeći visok intenzitet signala, posebno poboljšavajući vizualizaciju vaskularnih struktura. Unatoč svojim prednostima, TOF snimanje može pokazivati stepeničaste artefakte zbog relativno debljih slojeva u 2D snimanjima u usporedbi s prostornom rezolucijom u ravnini. Preklapajući slojevi mogu ublažiti ove artefakte, ali produžujući vrijeme skeniranja. TOF angiografija predstavlja primarni izbor za proučavanje intrakranijalne cirkulacije i sekundarni izbor za epi-aortalne krvne žile kada studije s kontrastom nisu izvedive. Izvrсна je u vizualizaciji arterija s velikom brzinom protoka dok minimizira signale iz vena. Međutim, TOF snimanje osjetljivo je na artefakte kretanja i defaziranje protona, osobito u žilama s ozbiljnom stenozom ili tortuozitetom, što potencijalno dovodi do precjenjivanja ozbiljnosti stenozе. Moguća su i 2D i 3D snimanja, pri čemu 3D snimanje značajno poboljšava dijagnostičku točnost. Tehnika TOF omogućuje vizualizaciju protoka krvi u žilama bez potrebe za davanjem kontrasta, čime se povećava sigurnost i udobnost pacijenta. Iskorištavanjem razlika u magnetizaciji između pokretnih i stacionarnih spinova, TOF snimanje postiže kontrast signala između krvi i okolnih tkiva, olakšavajući identifikaciju vaskularnih struktura. TOF se pokazao vrijednim u dijagnosticiranju intrakranijalnih aneurizmi, netraumatskog subarahnoidalnog krvarenja i drugih vaskularnih bolesti poput Moyamoyine bolesti. TOF MRA nailazi na široku primjenu u procjeni intrakranijalnih aneurizmi zbog svoje dobre prostorne rezolucije i kompatibilnosti s anatomskom MRI u istoj sesiji. Međutim, ova tehnika je osjetljiva na pokrete pacijenta i gubitak signala uzrokovan turbulentnim protokom, osobito u velikim aneurizmama, gdje intravokselna spin-fazna disperzija i učinci zasićenja ometaju sveobuhvatnu vizualizaciju [6, 24-26].

### **1.2.2. PC tehnika**

Snimanje s faznim kontrastom u MRA pruža dragocjene uvide u smjer i brzinu protoka krvi unutar krvnih žila. Ova tehnika uključuje dva mjerenja osjetljiva na protok u različitim smjerovima, uz naknadnu suptrakciju kako bi se eliminirao signal iz nepokretnog tkiva,

ostavljajući samo signal iz tekuće krvi. Dobiveni fazni podaci omogućuju prostorno mjerenje brzine protoka, što se može rekonstruirati u angiograme. PC slike mogu biti 2D ili 3D, nudeći fleksibilnost u vizualizaciji. Fizička osnova PC tehnike leži u primjeni bipolarnih gradijenata koji faziraju, odnosno defaziraju spinove protona unutar volumena slike. Selektivnim kodiranjem brzine krvi pomoću parametara VENC (*eng. Velocity Encoding*), moguće je zasebno prikazati arterije i vene. PC snimanje je vrijedan alat za proučavanje intrakranijalne cirkulacije, posebno venskog sustava, no njegova primjena je ograničena u drugim anatomskim regijama zbog oslanjanja na pulsirajući protok i osjetljivosti na artefakte. Unatoč svojoj učinkovitosti, PC snimanje ima još nekoliko nedostataka, uključujući potrebu za prospektivnim odabirom jednog VENC-a i dugotrajno vrijeme prikupljanja podataka za 3D snimanje [6, 24, 27].

### **1.3. MSCT MOZGA**

Kompjutorizirana tomografija (CT) predstavlja ključnu dijagnostičku metodu u medicini koja pruža izvanredan uvid u unutrašnjost ljudskog tijela. U osnovi, CT koristi rendgenske zrake koje prolaze kroz tijelo pacijenta kako bi stvorile detaljne poprečne (aksijalne) presjeke tijela. Ova tehnika omogućuje odličan prikaz anatomskih detalja i patoloških promjena unutar ljudskog tijela i postepeno je postala neizostavan dio kliničke prakse. Princip rada konvencionalne kompjutorizirane tomografije temelji se na upotrebi tankog snopa rendgenskih zraka koji se rotira oko pacijenta dok prolazi kroz tijelo. Elektronički detektori, smješteni nasuprot rendgenskoj cijevi, bilježe intenzitet zraka nakon prolaska kroz tkivo i pretvaraju ih u električne impulse. Ovi impulsi se obrađuju u računalu koje izračunava apsorpciju rendgenskih zraka za svaki volumen tijela, rezultirajući transverzalnim presjecima koji se prikazuju na monitoru. CT snimanjem tankih slojeva tijela, obično debljine između 1-10 mm, sprječava se preklapanje normalnih i patoloških tkiva izvan odabranog sloja. Glavna karakteristika kompjutorizirane tomografije je upravo njezina osjetljivost u detekciji intenziteta rendgenskih zraka nakon prolaska kroz tijelo pacijenta, što omogućuje precizno mjerenje atenuacije rendgenskih zraka u određenom dijelu tijela. Apsorpcijske vrijednosti struktura prikazanih na CT-u izražavaju se u Hounsfieldovim

jedinicama (HU – eng. *Hounsfield Units*). Ove vrijednosti prikazuju se u nijansama sive skale, omogućujući procjenu građe patoloških promjena, kao što su solidno i masno tkivo ili cistični procesi. Sam uređaj za CT sastoji se od pokretnog stola na kojem se nalazi pacijent, kućišta s rendgenskom cijevi i detektorima, generatora, komandnog stola te računala. Neizostavna je i automatska štrcaljka za intravensko kontrastno sredstvo, koje omogućuje bolji prikaz krvnih žila i procjenu prokrvljenosti parenhimskih organa, što je posebno korisno u CT angiografiji. Suvremena tehnologija CT-a omogućuje precizne dijagnostičke analize te brzu i učinkovitu obradu podataka, čineći CT nezamjenjivim alatom u medicini za otkrivanje i praćenje raznih patoloških stanja. Razvojem softvera i novih generacija CT uređaja postignuti su dodatni napredak i mogućnosti, uključujući snimanje organa u pokretu, prikaz krvnih žila, funkcionalne CT pretrage, trodimenzionalni prikaz organa, virtualne endoskopske pretrage, kao i različiti intervencijski postupci uz pomoć CT-a. Sve ove karakteristike čine CT ključnim alatom u dijagnostici i terapiji, pružajući preciznost i pouzdanost u kliničkoj praksi. Jedna od evolucijskih verzija CT-a je MSCT, koji koristi više redova detektora za brzo generiranje višestrukih presjeka tijela u jednom rotacijskom pokretu. Ovo omogućuje brže i preciznije snimanje, smanjujući vrijeme potrebno za pregled, a samim time i izloženost pacijenta zračenju. MSCT mozga je dijagnostička procedura koja koristi MSCT tehnologiju za detaljno snimanje struktura unutar lubanje i mozga. Ova procedura se preporučuje kod različitih simptoma i stanja koji zahtijevaju procjenu mozga ili struktura unutar lubanje, poput glavobolja, vrtoglavica, gubitka svijesti, ozljeda glave ili neuroloških problema. Također se preporučuje za osobe koje su pretrpjele moždani udar, aneurizmu ili druge vaskularne probleme. Rezultati MSCT-a mozga pružaju važne informacije o strukturama unutar glave, uključujući mozak, krvne žile, kosti lubanje i meka tkiva. Ovi rezultati pomažu u dijagnosticiranju različitih stanja poput tumora mozga, krvarenja, aneurizmi, ozljeda lubanje ili drugih neuroloških poremećaja. Prednosti MSCT-a u odnosu na druge metode medicinskog oslikavanja su mnogobrojne. MSCT omogućuje brzo i precizno snimanje, visoku prostornu rezoluciju te mogućnost prikaza detalja u različitim ravninama, uključujući rekonstrukciju 3D slika. Osim toga, MSCT donosi i druge prednosti poput manje invazivnih pregleda i smanjenja potrebe za ponovljenim pregledima, što olakšava iskustvo pacijenata smanjujući njihov stres i nelagodu [1, 2, 28, 29].

## 1.4. MSCTA MOZGA

Razvoj CT-a i višeslojnog CT-a otvorio je put razvoju MSCT angiografije, posebne metode snimanja i prikazivanja krvožilnog sustava čovjeka. MSCT angiografija, kao neinvazivna zamjena za konvencionalnu angiografiju, omogućuje detaljan prikaz žila uz pomoć kontrasta, dobivajući veliku količinu podataka u kratkom vremenskom roku. Pravilnim odabirom vremena snimanja i primjene kontrasta, može se precizno prikazati određeni dio venskog ili arterijskog stabla, čime se kasnije, putem rekonstrukcije, može generirati 3D sliku dijela žile bez dodatnog izlaganja pacijenta zračenju. MSCT se može provesti kao samostalna pretraga ili se podaci mogu retrospektivno dobiti kroz rekonstrukciju i daljnje uređivanje pretrage snimljene na klasičan dijagnostički način. Primjena MSCT angiografije je posebno korisna u pretragama aneurizmi mozga, zbog iznimno visoke specifičnosti i osjetljivosti. U nekim situacijama, poput identifikacije lokacije i procesa grananja aneurizme, MSCT angiografija može biti čak i bolji izbor od digitalne subtrakcijske angiografije (DSA), omogućujući otkrivanje i najmanjih aneurizmi [30]. Unatoč širokoj primjeni, njezina učinkovitost je ograničena tehničkim čimbenicima i suradnjom pacijenta. Primjena kontrastnog sredstva povećava dozu ionizirajućeg zračenja i nosi rizik od alergijskih reakcija te toksičnih učinaka na bubrege, s jodom kao najčešće korištenim kontrastnim sredstvom, primijenjenim intravenski. Ključno je postići visoku kvalitetu slike radi precizne dijagnostičke informacije, uzimajući u obzir prostornu i kontrastnu rezoluciju, dozu zračenja, šum i vaskularno poboljšanje. MSCT angiografija omogućuje prikaz moždanih arterija te patoloških promjena u drugim organskim sustavima poput disekcija, aneurizmi, traumatskih lezija i arterio-venskih malformacija. U kliničkoj praksi, uobičajene su pretrage poput CT koronarografije, angiografije plućnih arterija, te angiografije zdjelice i donjih ekstremiteta. Iako je manje zastupljena, MSCT angiografija glave i vrata pruža važne informacije [31, 32].

## **1.5. INDIKACIJE ZA MRA MOZGA**

MRA mozga se koristi za procjenu sljedećih abnormalnosti:

- Aneurizma
- Vazospazam
- Vaskulitis
- Aterosklerotska bolest
- Arterio-venske malformacije
- Moždani udar
- Neuralgija trigeminusa
- Moyamoya bolest
- Okluzija i stenoza cerebralne arterije
- Okluzija i stenoza bazilarne arterije
- Okluzija i stenoza unutarnje karotidne arterije
- Tumori
- Screening [24, 33]

## **1.6. INDIKACIJE ZA MSCTA MOZGA**

Indikacije za izvođenje MSCTA mozga su:

- Sumnja na moždani udar
- Neurološki problem
- Arterijske aneurizme ili disekcije
- Okluzije i stenoze velikih krvnih žila
- Vaskulitisi i kolagene vaskularne bolesti
- Tumori vaskularnog podrijetla
- Vertebrobazilarna insuficijencija
- Okluzija i stenoza karotidne arterije
- Hemoragijske metastaze
- Fibromuskularna bolest

- Intrakranijalna bolešt
- Vrtoglavica
- Glavobolja s novim ili zabrinjavajućim simptomima
- Promijenjen mentalni status
- Letargija
- Sinkopa [34, 35]

## **2. CILJ RADA**

Cilj ovog preglednog rada je usporediti rekonstrukcije dviju dijagnostičkih metoda, MSCT angiografije i MR angiografije, koje se koriste za prikaz vaskularne strukture mozga. U radu se uspoređuju prednosti i nedostaci svake metode u kliničkoj praksi, s posebnim naglaskom na dijagnostiku patologija aneurizmi i tumora mozga.



## 3. RASPRAVA

### 3.1. REKONSTRUKCIJE MRA MOZGA

Moderne aparature obuhvaćaju raznolike softverske pakete za obradu slika, što omogućuje radiolozima stvaranje rekonstruiranih dvodimenzionalnih i trodimenzionalnih slika u različitim ravninama i položajima kako bi se omogućila dijagnostika ili planiranje intervencijskih ili kirurških zahvata. Iako zahtijeva vremenski angažman, post-processing slika omogućuje detaljan prikaz krvnih žila i drugih struktura. Medicinske snimke transformiraju se u razne formate slika kao što su multiplanarna rekonstrukcija (MPR), MIP (*eng. Maximum Intensity Projection*), VR (*eng. Volume Rendering*) i kose projekcije. MRA pruža precizne anatomske detalje puknutih aneurizmi, često nadmašujući jasnoću konvencionalne angiografije. Rekonstruiranje MPR slika iz jednog skupa podataka 3D volumena, stereoskopsko promatranje iz različitih kutova i ciljane MIP slike od velikog su značaja. Ova pomagala pomažu u izbjegavanju preklapanja između aneurizme i susjednih arterija, dok također jasno ocrtavaju smjer projekcije aneurizme u odnosu na matičnu arteriju. Posljedično, liječnik može odabrati najprikladniji kut projekcije za optimalnu vizualizaciju aneurizme, čime se smanjuje ukupno vrijeme pregleda tijekom sljedećih DSA postupaka. Nadalje, nekoliko je studija dokumentiralo slučajeve u kojima je MR angiografija uspješno prikazala puknute aneurizme koje nisu bile vidljive korištenjem konvencionalne angiografije. PC-bazirana tehnologija 3D rekonstrukcije MRA omogućuje trenutni pregled aneurizme iz bilo kojeg kuta na stolnim računalima. Izravno mjerenje veličine, važna prednost PC MRA rekonstrukcije, ne može se izvesti na DSA. Ovo je ključno za planiranje predliječenja spiralne embolizacije intrakranijalnih aneurizmi. Iako su provedena opsežna istraživanja o učinkovitosti rekonstrukcija MR radnih stanica, primjetan je nedostatak studija koje ispituju vrijednost rekonstrukcije MRA korištenjem široko prihvaćenih programa temeljenih na PC-u [36, 37].

Kod MIP tehnike volumen slike može se dobiti različitim metodama: višeslojno (2D), jednoslojno (3D) ili višeslojnom akvizicijom. Nakon prikupljanja podataka, bilo u obliku 2D niza tanjih ili debljih presjeka, oni se raspoređuju u 3D volumen. Presjeci se naslažu kako bi se stvorio volumen, a projekcije oko tog volumena generiraju se identificiranjem piksela s

maksimalnim intenzitetom kada se gleda iz danog smjera. Naknadne projekcije generiraju se rotiranjem u koracima od  $1^\circ$  u odnosu na prethodni smjer, odabirom piksela s najvećim intenzitetom iz novog kuta. Ovaj se proces ponavlja za  $360^\circ$  oko željenog volumena. Prikazivanjem ovih izvedenih projekcija u nizu koji se ponavlja, percipira se 3D prikaz krvnih žila unutar volumena. Dok je većina studija koje procjenjuju 3D rekonstrukcije MRA favorizirala MIP metodu za naknadnu obradu, Adams i sur. su proveli komparativnu studiju procjenjujući više tehnika 3D-TOF MRA rekonstrukcije. Otkrili su da je MIP MRA inferioran u odnosu na druge 3D MRA tehnike i DSA u prikazivanju morfologije aneurizme, vrata i definiranosti krvnih žila. Ograničenja MIP MRA uključivala su lošu vizualizaciju područja niskog intenziteta signala i neodgovarajuće dodjeljivanje intenziteta signala manjim strukturama poput malih aneurizmi. Nasuprot tome, 3D prikaz izopovršine MRA bio je usporediv s DSA u prikazivanju morfologije aneurizme, vrata i definiranosti krvnih žila. Real-time manipulacija slikama, prostorna svijest koju pruža renderiranje površine zasjenjenja i selektivno ciljanje za uklanjanje preklapajućih krvnih žila, navedeni su kao čimbenici koji pridonose ovim rezultatima [36-38].

Nedavno uvedena tehnika rekonstrukcije visoko ograničene projekcije unatrag (HYPR – *eng. Highly Constrained Backprojection*) pokazala je obećavajuće rezultate u stvaranju slika kliničke kvalitete iz podataka s izrazitim nedostatkom uzorka, osobito u primjenama kao što je PC angiografija mozga i CE (*eng. Contrast-Enhanced*) periferna angiografija. Tehnika PC HYPR Flow uvodi novi pristup korištenjem višestrukih prikupljanja podataka za generiranje vremenske serije 3D slika s izotropnom prostornom rezolucijom ispod milimetra, vremenskom rezolucijom ispod sekunde i visokim SNR-om (*eng. Signal-To-Noise Ratio*). Učinkovitost HYPR rekonstrukcije uvelike ovisi o kvaliteti kompozitne slike, međutim, u visoko ubrzanim primjenama kao što je CE MRA arterio-venskih malformacija, ograničenja u kvaliteti kompozitne slike mogu nastati zbog kratkog prozora snimanja prvog prolaska kontrastnog sredstva, što otežava postizanje visoke prostorne rezolucije i visokog SNR-a. HYPR nudi fleksibilnost u rekonstrukciji dopuštajući integraciju različitih vrsta prethodnih informacija za ograničavanje procesa rekonstrukcije. Na primjer, pregled TOF-a može poslužiti kao kompozitna slika za poboljšanje prostorne rezolucije. Dodatno, kompozitna slika može prihvatiti različite geometrije snimanja, uključujući kartezijsko fazno kodiranje

ili hibridno radijalno/kartezijsko snimanje. Klinički gledano, PC HYPR Flow obećavajuća je tehnika u unaprjeđenju evaluacije pacijenata s AVM i oslikavanju intrakranijalnih stenoza, a njena primjenjivost nadilazi intrakranijalnu angiografiju.

TOF MRA je inferiorniji u odnosu na PC MRA zbog svoje promjenjive osjetljivosti na brzinu, niske osjetljivosti na efekte zasićenja i superiornog potiskivanja pozadine. Spori i turbulentni protok u golemim aneurizmama često rezultira zasićenjem protoka i faznom disperzijom, čineći kompletno ocrtavanje izazovnim u 3D-TOF studijama. Međutim, dodatni CE 3D-TOF MRA pouzdano otkriva vrećicu aneurizme i povezane žile, pružajući potpuniju vizualizaciju u slučajevima gdje PC 3D-TOF MRA nije uspio. Također je primijećeno da smjer protoka unutar aneurizme može fluktuirati tijekom srčanog ciklusa. Pulsirajući tok, koji zahtijeva suptrakciju, može uvesti artefakte i pridonijeti gubitku signala u PC MRA. Za rješavanje problema povezanih sa sporim protokom i defaziranjem vrtnje u tehnici TOF, predložena je upotreba kontrastnih sredstava za skraćivanje T1 tekuće krvi. Korištenje ultrakratkih TR-ova za smanjenje ukupnog vremena akvizicije na manje od 1 minute, može dodatno ublažiti učinke zasićenja. TOF MRA služi kao vrijedan dodatak konvencionalnoj angiografiji za procjenu intracerebralnih aneurizmi, posebno u izazovnim anatomskim scenarijima poput bifurkacije srednje cerebralne arterije ili kompleksa prednje komunikacijske arterije. Također pomaže u određivanju intraaneurizmatiskog tromba. Kada se koristi MRA za procjenu aneurizme, precizna tehnika i pažljivo pozivanje na izvorne podatke su imperativ. Trodimenzionalna rekonstrukcija izopovršine dosljedno nudi veću pouzdanost u usporedbi s MIP rekonstrukcijama. 2D-TOF MRA rekonstrukcija nudi prednosti kao što je dobar kontrast stacionarnog protoka krvi, visoka osjetljivost protoka s minimalnim učincima zasićenja na krvnim žilama i kraće vrijeme skeniranja zbog strategija prikupljanja višeslojnih snimaka. Međutim, mali volumen odabran za svaki sloj predstavlja izazov. 2D-TOF MRA obično pokazuje loš SNR i osjetljivost na protok u ravnini, budući da se krv u žilama koje leže u ravnini može zasititi slično stacionarnom tkivu, s visokom osjetljivošću na kratke vrste T1 u stacionarnom tkivu. Kako bi se riješila neka ograničenja 2D MRA, regije se prikazuju kao 3D volumeni s faznim kodiranjem duž smjera presjeka. 3D-TOF MRA daje veću rezoluciju s debljinom presjeka ograničenom samo brojem koraka faznog kodiranja, višim SNR-om u usporedbi s 2D metodama i manjim brojem faznih

artefakata. Međutim, izazovi s 3D-TOF MRA uključuju potencijalno zasićenje krvnog signala u žilama sa sporim protokom, osobito u velikim volumenima slika. Osim toga, ova se metoda još uvijek suočava s problemima s relativno lošom pozadinskom supresijom i zamjenom kratkog T1 tkiva za krvne žile.

Slično TOF MRA, volumeni PC MRA mogu se segmentirati u 2D višeslojne ili 3D snimke. Međutim, za razliku od TOF MRA, PC MRA ne ovisi o učincima zasićenja T1; umjesto toga, oslanja se isključivo na fazu akumuliranu pokretnim vrtnjama, čime nudi superiornu pozadinsku supresiju stacionarnih vrtnji. PC MRA pokazuje visoku osjetljivost na spor protok, ali kretanje se prikazuje u jednom smjeru odjednom, što odgovara osi gradijenta primijenjenog bipolarnog para za kodiranje brzine. Dodatno, PC MRA zahtijeva dvije odvojene akvizicije za karakterizaciju kretanja: jedna je akvizicija s kompenzacijom pokreta, dok druga uključuje bipolarni gradijentni par za senzibilizaciju pokreta. U slučaju 3D snimanja, potrebne su četiri slike, koje se sastoje od jedne slike s kompenzacijom protoka i tri fazne karte kodirane brzinom koje odgovaraju trima ortogonalnim smjerovima (x, y i z). Posljedično, 3D-PC MRA oduzimaju puno vremena. TOF MRA ističe se kao najlakša tehnika za implementaciju i znatno je robusnija u usporedbi s PC MRA. Njena se učinkovitost dodatno pojačava u kombinaciji s kontrastnim sredstvima na bazi gadolinija, što je čini neprocjenjivim alatom za vizualizaciju vaskularnih struktura. Pojava 3T skenera u kombinaciji s paralelnim snimanjem značajno je unaprijedila i 2D i 3D-CE MRA tehnike. Nasuprot tome, PC MRA zahtijeva više vremena za dobivanje dodatnih slika. Iako može dati slike relativno visoke rezolucije, ova tehnika je osjetljivija na artefakte povezane s protokom. Unatoč tome, ostaje jedina MRA metoda koja može pružiti kvantitativna mjerenja protoka, olakšavajući hemodinamsku analizu bez pribjegavanja invazivnim postupcima [36-41].

### **3.2. REKONSTRUKCIJE MSCTA MOZGA**

Slika se rekonstruira iz velikog broja snimanja istog presjeka iz različitih kutova, dok se izvor zračenja i detektori sinkronizirano rotiraju oko pacijenta. Rekonstrukcija slike je matematička obrada izmjerenih podataka koja se temelji na izračunu koeficijenta atenuacije za svaki voksel. Algoritam je niz točno propisanih radnji, u ovom slučaju matematičkih, koje

od određenih ulaznih informacija daju određenu izlaznu informaciju. Tip filtriranja u rekonstrukcijskom algoritmu, obzirom na odnos prostorne rezolucije i šuma, može varirati od blagog do oštrog pojačanja rubova. Općenito treba odabrati visokorezolutni ili oštri (*eng. sharp*) algoritam (kernel) za prikaz tkiva s velikim prirodnim kontrastom kod kojih šum neće značajnije degradirati kontrast slike, dok se slabija definicija rubova, odnosno mekani (*eng. soft*) algoritam odabire za prikaz tkiva s malim prirodnim kontrastom kod kojih je cilj smanjiti šum da bi se uočila patologija.

Za prikaz presjeka kroz tijelo u nekoj drugoj ravnini osim ravnine skeniranja koristi se multiplanarno reformiranje 2D (MPR) skeniranog volumena uz 3D reformacije koje omogućuju promatranje anatomskog detalja ili patološke promjene u različitim smjerovima i ravninama. Rekonstrukcija slike u određenoj ravnini je posebno važna u planiranju kirurškog zahvata. MPR tehnika omogućava prikaz u bilo kojoj od uobičajenih ravnina: sagitalnoj, koronarnoj ili kosoj. Na takvim reformacijama moguće je obavljati razna mjerenja udaljenosti, veličine ili kutova kao i izračunavati histogram prosječne gustoće. Ova rekonstrukcija dvodimenzionalne slike u bilo kojoj ravnini nastaje matematičkom obradom podataka iz aksijalnih slojeva snimanja i predstavlja veoma korisnu metodu obrade slike u praksi. Poprilično je jednostavna za naučiti, a zahtijeva i manje vremena u odnosu na druge rekonstrukcije. U kombinaciji s tankom kolimacijom, MPR može prikazati sitne anatomske strukture te pomoći liječnicima drugih specijalnosti u vizualizaciji patoloških stanja. Izotropni podaci iz modernih CT skenera omogućuju generiranje sekcijских MPR slika bez žrtvovanja rezolucije u ravnini. MPR poprečnog presjeka vrijedan je za preciznu kvantitativnu analizu jer točno predstavlja oblik lumena krvne žile. Međutim, neki nedostaci ove tehnike uključuju izazove u određivanju duljine lezije. Također, proces generiranja MPR slika poprečnog presjeka može biti dugotrajan, posebno u složenim strukturama krvnih žila, iako suvremeni softver olakšava ovaj proces. Ručna korekcija može biti potrebna u slučajevima kada je automatsko generiranje nedovoljno, kao što su kalcificirane ili bifurkacijske žile [42].

U MIP rekonstrukciji algoritam prepoznaje piksele najveće gustoće u svakoj projekcijskoj ravnini, odnosno takve piksele jednakih koeficijenata gustoće izdvaja od ostalih piksela. MIP služi naglašavanju objekata najvećih denziteta u odnosu na strukture iz neposredne okoline i

osnovni je alat post-processinga u prikazu krvnih žila koji omogućuje stvaranje panoramskog prikaza krvne žile. Slika se može rotirati i gledati iz bilo kojeg kuta na radnoj stanici kako bi se izbjegle smetnje od struktura koje nisu ciljane žila. Procjena stanja okluzije žile samo na temelju izvorne CTA slike je teška zbog žila koje se protežu na različite dubine. Nasuprot tome, MIP slika, nudi jasniji dokaz okluzije srednje cerebralne arterije. Uz to, MIP slika poboljšava vidljivost kolateralnih krvnih žila, pomažući liječnicima u odabiru odgovarajućih metoda liječenja. Primjena tehnika poput uklanjanja kostiju ili djelomičnog MIP-a isključujući atenuaciju kostiju ključna je za obradu vaskularnih MIP slika. U multi-detektorskoj CT angiografiji, uloga MIP-a je proizvesti sliku sličnu DSA i ponuditi pregled ciljane krvne žile. Međutim, MIP nije prikladan za procjenu stenoze u slučajevima guste kalcifikacije ili stalnih stentova, koji mogu učiniti nejasnim kontrastni materijal u lumenu. Patološki dokazi podupiru točnost CTA MIP-ova u mjerenju duljine ugruška. Ovo pojačava argument da MIP-ovi mogu točno procijeniti duljinu ugruška i mogu čak nadmašiti DSA u određenim situacijama. Na temelju ovih nalaza, hipoteza da se CTA može koristiti za preoperativno planiranje postavljanja stenta čini se održivom [42-45].

VR je metoda rekonstrukcije u kojoj se dodjeljuju različite vrijednosti prozirnosti i različite boje određenim vrstama tkiva ovisno o njihovoj atenuaciji zračenja. MIP koristi manje od 10% prikupljenih podataka, dok VR koristi gotovo sve podatke i omogućava prikaz preklapljenih struktura. VR proizvodi manje artefakata, ali zahtijeva značajno jače računalo od ostalih tehnika. Kod MIP-a se prikazuje samo maksimalna vrijednost piksela, a VR pridodaje raspon svjetline/boje čime se jasnije prikazuju konture objekta što može biti korisnije za brzu vizualizaciju patoloških stanja i anatomske orijentaciju. U CT angiografiji, VR služi za pružanje cjelokupnog prikaza ciljane žile generiranjem trodimenzionalnih slika kojima se može manipulirati na radnoj stanici. Nedostatak je potreba za jakim računalnom podrškom te nepreciznost u procjeni stenoza zbog prisutnosti muralne kalcifikacije ili implantiranog stenta [42].

### 3.3. ANEURIZME

Intrakranijalne aneurizme predstavljaju prevladavajuću neurovaskularnu patologiju, pri čemu je ruptura najteži ishod, koji često dovodi do subarahnoidalnog krvarenja. Vjeruje se da hemodinamika značajno utječe na razvoj, progresiju i rupturu ovih aneurizmi. Studije su pokazale korelaciju između veličine intrakranijalnih aneurizmi, zajedno s drugim morfološkim parametrima, i njihovog rizika od rupture. Dodatno, promjene u hemodinamskim parametrima mogu utjecati na ponašanje endotelnih stanica i glatkih mišićnih stanica, potencijalno rezultirajući vazodilatacijom posredovanom protokom i vaskularnim remodeliranjem. Napredak tehnika CT angiografije, MR angiografije i 3D rotacijske angiografije (3DRA) naglasio je značaj analize specifične za pacijenta temeljene na slikama u razumijevanju hemodinamike intrakranijalnih aneurizmi u dijagnostičke svrhe i svrhe liječenja. Takve analize pomažu u procjeni potencijalnog rizika od rupture aneurizme, čime se nude vrijedni uvidi za odabir liječenja. CTA i MRA ne pokazuju značajne razlike u repliciranju geometrije intrakranijalnih aneurizmi. Međutim, rezultati računalne dinamike fluida (CFD – eng. *Computational Fluid Dynamics*) impliciraju potencijalne varijacije u hemodinamskim parametrima među trima slikovno izvedenim modelima, što zahtijeva pažljivo razmatranje pri tumačenju CFD rezultata iz različitih modaliteta snimanja. Za istraživanja usmjerena isključivo na primarne obrasce protoka, bilo koja od tri vrste modela izvedenih slika može biti prikladna za pacijent-specifične studije računalnog modeliranja. Nedavno se CFD pojavio kao ključni alat u istraživanju cerebralne aneurizme. Različite slikovne karakteristike CTA, MRA i 3DRA mogle bi utjecati na rekonstrukciju modela aneurizme za CFD simulacije. Usporedne studije o stvaranju modela iz različitih modaliteta snimanja provedene su u prethodnim istraživanjima. Naglašeno je da čak manje izmjene u modelu rekonstruirane aneurizme mogu dovesti do značajnih razlika u hemodinamskim ishodima. U studijama o intrakranijalnoj aneurizmi, i morfološki i hemodinamski parametri ključni su za razumijevanje nastanka, progresije i procesa rupture. Svaki modalitet snimanja predstavlja jedinstvene izazove u mjerenju ovih parametara. CTA slike mogu imati problema sa segmentacijom vaskulature u blizini kostiju zbog preklapanja vrijednosti kontrastnog sredstva i intenziteta, što utječe na točnost samog modela. MRA slike mogu izgubiti signal unutar velikih aneurizmi s poremećenim ili sporim protokom, potencijalno zamagljujući

strukturu aneurizme. Unatoč tome što je 3DRA zlatni standard, CTA i MRA i dalje se široko koriste u kliničkoj dijagnostici i liječenju. Općenito, CTA se preferira za dijagnozu i praćenje, dok se 3DRA koristi prije i tijekom liječenja. MRA, budući da je isplativa, neinvazivna i bez zračenja, također nalazi korist u kliničkoj praksi [46].

Intrakranijalne aneurizme obično se liječe mikro neurokirurškim klipanjem ili endovaskularnom embolizacijom zavojnicama. DSA se smatra zlatnim standardom za otkrivanje i liječenje ovih aneurizmi, unatoč invazivnosti, zračenju i riziku od tromboembolijskih komplikacija i komplikacija povezanih s kontrastnim sredstvom. Mnoge se ustanove odlučuju za neinvazivne tehnike kao što su MRA i CTA za praćenje nakon liječenja zbog sigurnosti. Međutim, ove metode postavljaju izazove u procjeni liječenih aneurizmi zbog artefakata uzrokovanih terapijskim materijalima kao što su klipse za aneurizmu ili embolizacijske zavojnice, posebno ometajući evaluaciju ostatka aneurizme. Neke ustanove još uvijek preferiraju DSA unatoč njezinoj invazivnosti, osobito u prva 3 mjeseca za procjenu rezidua nakon klipanja, specifično u pacijenata sa subarahnoidalnim krvarenjem. Rana detekcija vazospazma ključna je u bolesnika s aneurizmatiskim subarahnoidalnim krvarenjem za učinkovito liječenje i poboljšanje stope preživljenja. Unatoč svojoj invazivnosti, DSA je poželjna metoda jer omogućuje intraarterijski tretman tijekom snimanja vazospazma. Neinvazivne slikovne tehnike poput CT perfuzije (CTP) pojavile su se kao održive opcije za vizualizaciju vazospazma i povezanih nedostataka perfuzije bez povećanja izloženosti zračenju. CTP podaci mogu generirati CTA prikaze putem post-processinga, omogućujući procjenu i perfuzijskog deficita i vazospazma. TOF MRA se preporučuje za prikaz rezidua u aneurizmama liječenim zavojnicama zbog svoje neinvazivnosti i nekorištenja kontrastnih sredstava. CE MRA nudi superiornu vizualizaciju moždanih žila u usporedbi s TOF MRA, iako se ne koristi rutinski za oslikavanje istih. Pri procjeni liječenih aneurizmi, preferirana tehnika snimanja trebala bi biti neinvazivna, jednostavna i ponovljiva. Povijesno gledano, DSA je bila zlatni standard, obično se izvodila u intervalima od 3 do 6 ili 12 do 15 mjeseci. Međutim, invazivnost, nelagoda, cijena i izloženost zračenju nedostaci su koji izazivaju zabrinutost. Kod DSA vrijeme potrebno za evaluaciju rezidualne aneurizme nije jasno, ponovljivost je izazovna, a novije neinvazivne



tehnike dovode u pitanje nužnost ove metode, što dovodi do njezine smanjene upotrebe u naknadnim procjenama u nekim ustanovama. Nedavne studije zagovaraju neinvazivne modalitete kao što su CT ili MR, CTA, 3D-TOF MRA i CE MRA, iako artefakti iz klipsa i zavojnica mogu zamagliti precizne stope okluzije. Zavojnice od legure platine, uzrokujući značajne artefakte na CT i CTA, iskrivljuju okolne strukture, dok je njihov utjecaj na intenzitet MR i MRA signala manje izražen. Zaključno, u praćenju liječenih aneurizmi, pri odabiru slikovnih metoda treba uzeti u obzir čimbenike svakog pojedinog bolesnika i kliničko iskustvo [47].

### **3.4. TUMORI**

Suvremene tehnike snimanja glave i vrata uvelike su unaprijedile dijagnostiku i liječenje karcinoma u tim regijama. I CT i MR daju ključne pojedinosti o položaju i proširenosti tumora, posebno u odnosu na različita tkiva kao što su kosti, masno tkivo, mišići, prostori ispunjeni zrakom, krvne žile, mozak i dura. Konvencionalna angiografija se koristi za procjenu opskrbe tumora krvlju, a može se koristiti i za terapijsku embolizaciju. MR angiografija i CT angiografija predstavljaju inovativne neinvazivne metode za procjenu krvnih žila. Tumori na CT-u bez kontrasta obično pokazuju srednju gustoću, dok se kod intravenske primjene kontrasta javljaju različiti stupnjevi pojačanja. Paragangliomima se poveća denzitet zbog visoke vaskularnosti, dok karcinomi skvamoznih stanica mogu pokazivati intenzivno, malo ili nikakvo pojačanje. Nekrotična područja ili prethodno krvarenje izgledaju hipodenzno na CT-u i nemaju postkontrastno pojačanje. MR signal varira ovisno o tumorima, često se čini izointenzivan naspram mekih tkiva na T1 slikama bez kontrasta, te izointenzivan do hiperintenzivan na T2 slikama. Do pojačanja dolazi nakon primjene gadolinija. Nekrotična područja pokazuju signale tekućine, čineći se hipointenzivnima na T1 i hiperintenzivnima na T2 slikama, bez postkontrastnog pojačanja, slično kao kod CT-a. CT obično pokazuje kalcifikate unutar tumora kao bijele površine, dok ih MR prikazuje kao izostanak signala. Kalcifikati mogu ukazivati na normalne ostatke kosti ili tumorski matriks. Prisutnost kalcificiranog tumorskog matriksa može upućivati na tumor koji stvara kost ili hrskavicu poput hondrosarkoma. Primarni cilj snimanja često je točno

odrediti opseg tumora što uključuje prepoznavanje struktura koje su zahvaćene tumorom i onih koje nisu. Na CT pregledu, krvne žile izgledaju slične gustoće drugim mekim tkivima poput limfnih čvorova, mišića i tumora, što ih čini teškima za razlikovanje. Međutim, nakon intravenske primjene kontrasta, krvne žile postaju hiperdenzne, što pomaže u njihovoj diferencijaciji od okolnih tkiva. Unatoč tome, intenzivno rastući tumori još uvijek mogu predstavljati izazove u razlikovanju susjednih struktura poput karotidne arterije od tumorske mase. Kada tumori napadnu krvne žile, njihova se gustoća razlikuje od opacificirane krvi unutar lumena žile. U SE pulsним MR sekvencama krv koja brzo teče pojavljuje se kao izostanak signala (crno), ostajući nepromijenjena nakon intravenske primjene gadolinija. Neke krvne žile, poput manjih vena, arterija i kavernoznog sinusa, mogu se pojačati nakon primjene kontrasta, što je u suprotnosti s tipičnim izostankom signala. Međutim, veće žile poput karotidnih arterija, jugularnih vena i velikih duralnih venskih sinusa ostaju crne. Sporiji protok krvi u područjima poput jugularne jame može stvoriti signal koji nalikuje tumoru, što predstavlja izazov za točnu interpretaciju. U takvim slučajevima, slike osjetljive na protok prilagođene očekivanoj brzini protoka mogu pružiti korisna pojašnjenja. MRA koristi svojstva signala tekuće krvi za izradu slika arterija i velikih vena, kao što su unutarnja jugularna vena i duralni venski sinusi. Za razliku od kateterske angiografije, MRA se može izvesti bez intravenskog kontrasta, nudeći neinvazivnu alternativu. Dodatne MRA sekvence mogu ponuditi poboljšanu vizualizaciju krvnih žila nakon primjene intravenskog gadolinija. MRA se uglavnom razlikuje od aksijalnih osnovnih snimki suptrakcijom pozadinskih struktura putem računalnog softvera i predstavljanjem slika u trodimenzionalnom formatu koji se može rotirati i gledati iz različitih kutova. Ipak, sam tumor nije izravno vidljiv na MRA. Za razliku od konvencionalne kateterske angiografije, male tumorske žile često se ne razriješe MRA snimkama. Umjesto toga, znakovi prisutnosti tumora mogu uključivati pomicanje ili sužavanje krvne žile, što ukazuje na potencijalno oblaganje tumorom. Nadalje, za razliku od kateterske angiografije, MRA nema sposobnost za terapijske intervencije kao što su embolizacija ili izravna isporuka kemoterapije u arterije. Dodatno, MRA može biti osjetljiva na artefakte koji mogu pogrešno sugerirati okluziju ili suženje žile. Napredak računalnog softvera doveo je do razvoja CTA. Ova metoda zahtijeva spiralni skener sposoban za brzo snimanje tankih aksijalnih slojeva s minimalnim međuslojnim razmacima. Davanje

kontrasta vremenski se podudara sa skeniranjem kako bi se osigurala optimalna opacifikacija krvnih žila. Prilagodбом vremena skeniranja u odnosu na ubrizgavanje kontrasta, mogu se dobiti CT arteriogrami i venogrami. Slično MRA, softver koji se koristi u CTA suptrahira pozadinske strukture i konsolidira aksijalne podatke kako bi proizveo slike koje podsjećaju na konvencionalne angiograme. Iako se čini da je CTA manje sklona artefaktima skeniranja u usporedbi s MRA, važno je napomenuti da jako kalcificirani aterosklerotski plakovi koji sužavaju lumen krvnih žila ponekad mogu oponašati otvorene krvne žile ako se pretkontrastne slike ne pregledaju pažljivo. Identificiranje širenja tumora kroz bazu lubanje u kavernozi sinus može biti izazovno, čak i uz pojačane CT snimke, budući da tumor koji se povećava i pojačana krv unutar kavernoznog sinusa izgledaju izodenzno. Abnormalni lateralni konveksitet kavernoznog sinusa može ukazivati na prisutnost tumora, ali dilatirana kavernoza karotidna arterija može uzrokovati slične distorzije. U takvim slučajevima, MR je vrlo korisna, budući da krv koja brzo teče u kavernozi karotidnoj arteriji izgleda crna na SE sekvencama, u kontrastu s bijelim izgledom pojačanog tumora na T2 i gadolinijem pojačanim T1 sekvencama. I CT i MR mogu otkriti promjene povezane s tumorom u normalnoj masnoj ravnini koja okružuje krvne žile. Međutim, definitivno određivanje invazije adventicije obično zahtijeva kiruršku eksploraciju. Radiološko oslikavanje ima ključnu ulogu u procjeni položaja i proširenosti tumora glave i vrata, pomažući u preoperativnom planiranju i praćenju odgovora na nekirurško liječenje. Uz to, snimanjem se mogu otkriti rezidualni, rekurentni i klinički skriveni tumori. Kroz tehnike kao što su slikovno vođena biopsija, intraoperativna lokalizacija, terapijska embolizacija, intraarterijska kemoterapija i PET studije, radiolozi sada igraju aktivniju ulogu u evaluaciji i liječenju tumora glave i vrata [48].

## 4. ZAKLJUČAK

MR i MSCT angiografija mozga su dvije ključne neinvazivne metode vizualizacije moždane vaskulature. Nekoć je MSCTA bila superiorna u odnosu na MRA, međutim u današnjici, među ovim metoda nema velike razlike. Zahvaljujući napretku i razvitku magneta i njegovih sekvenci, rekonstrukcije ovih dviju metoda su podjednako dobre i primjenjive. Obje metode imaju svoje specifične prednosti i ograničenja koja ih čine pogodnima za različite kliničke primjene. MRA se ističe svojom sposobnošću prikaza vaskularnih struktura bez izlaganja pacijenata ionizirajućem zračenju, što je čini sigurnijom opcijom, posebno za mlađe pacijente i one koji zahtijevaju ponovljena snimanja. MRA koristi magnetska polja i radio valove za generiranje detaljnih slika, pružajući visoku kontrastnu rezoluciju koja je izuzetno korisna za dijagnostiku aneurizmi i arterio-venskih malformacija. Međutim, ograničenja ove metode uključuju duže vrijeme snimanja i osjetljivost na artefakte pokreta, što može otežati analizu u određenim situacijama. S druge strane, MSCTA omogućuje brže snimanje i izuzetno visoku prostornu rezoluciju, što osigurava precizno prikazivanje vaskularnih struktura u trodimenzionalnim prikazima. MSCTA je posebno korisna u hitnim situacijama gdje je brzina ključna, kao što su slučajevi moždanog udara. Međutim, značajna izloženost ionizirajućem zračenju i potreba za uporabom kontrastnih sredstava predstavljaju određene rizike, posebno za pacijente s bubrežnim problemima ili alergijama na kontrastna sredstva. Zaključno, izbor između MR i MSCT angiografije treba biti temeljen na specifičnim kliničkim potrebama i stanju pacijenta. MRA je preferirana za pacijente koji zahtijevaju serijska snimanja i za one osjetljive na zračenje, dok je MSCTA pogodnija za brzu dijagnostiku i složene anatomske procjene. Kontinuirani tehnološki napredak u oba područja obećava daljnje poboljšanje dijagnostičkih mogućnosti, smanjenje rizika i poboljšanje kvalitete skrbi za pacijente. U budućnosti, integracija novih tehnologija i metoda analize podataka mogla bi dodatno optimizirati korištenje ovih tehnika, pružajući još preciznije i brže dijagnostičke alate za neurovaskularne bolesti.

## 5. LITERATURA

1. Janković, S., Mihanović F. Radiološki uređaji i oprema u radiologiji, radioterapiji i nuklearnoj medicini, Split: Sveučilište u Splitu, 2015.
2. Janković, S., Mihanović, F. Uvod u radiologiju, Split: Sveučilište u Splitu, 2014.
3. Brain MRI. Clevelandclinic.org (Pristupljeno 25.4.2024.) Dostupno na <https://my.clevelandclinic.org/health/diagnostics/22966-brain-mri>
4. MRI. Mayoclinic.org (Pristupljeno 25.4.2024.) Dostupno na <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/mri/about/pac-20384768>
5. Meijer FJ, Goraj B. Brain MRI in Parkinson's disease. Front Biosci (Elite Ed). 2014 Jun 1;6(2):360-9. doi: 10.2741/E711. PMID: 24896211.
6. Bitar, R., Leung, G., Perng, R., Tadros, S., Moody, A. R., Sarrazin, J., et al. MR Pulse Sequences: What Every Radiologist Wants to Know but Is Afraid to Ask. RadioGraphics 2006;26(2), 513–537. doi:10.1148/rg.262055063
7. Westbrook, C., Kaut, C. MRI in practice, Oxford: Blackwell Science, 1998.
8. Brown MA, Semelka RC. MR imaging abbreviations, definitions, and descriptions: a review. Radiology. 1999 Dec;213(3):647-62. doi: 10.1148/radiology.213.3.r99dc18647. PMID: 10580935.
9. Poser BA, Norris DG. Fast spin echo sequences for BOLD functional MRI. MAGMA. 2007 Feb;20(1):11-7. doi: 10.1007/s10334-006-0063-x. Epub 2007 Jan 24. PMID: 17245581; PMCID: PMC2798036.
10. Le Roux P, Hinks RS. Stabilization of echo amplitudes in FSE sequences. Magn Reson Med. 1993 Aug;30(2):183-90. doi: 10.1002/mrm.1910300206. PMID: 8366799.
11. Porter BA. The STIR sequence in MR imaging. AJNR Am J Neuroradiol. 1991 Nov-Dec;12(6):1267. PMID: 1763765; PMCID: PMC8331455.

12. Mahale A, Choudhary S, Ullal S, Fernandes M, Prabhu S. Postcontrast Fluid-Attenuated Inversion Recovery (FLAIR) Sequence MR Imaging in Detecting Intracranial Pathology. *Radiol Res Pract.* 2020 Oct 14;2020:8853597. doi: 10.1155/2020/8853597. PMID: 33123380; PMCID: PMC7582081.
13. Bertino RE, Porter BA, Stimac GK, Tepper SJ. Imaging spinal osteomyelitis and epidural abscess with short TI inversion recovery (STIR). *AJNR Am J Neuroradiol.* 1988 May-Jun;9(3):563-4. PMID: 3132832; PMCID: PMC8332794.
14. Docampo J, Gonzalez N, Bravo F, Sarroca D, Morales C, Bruno C. Susceptibility-weighted angiography of intracranial blood products and calcifications compared to gradient echo sequence. *Neuroradiol J.* 2013 Oct;26(5):493-500. doi: 10.1177/197140091302600501. Epub 2013 Nov 7. PMID: 24199808; PMCID: PMC4202827.
15. Tsushima Y, Endo K. Hypointensities in the brain on T2\*-weighted gradient-echo magnetic resonance imaging. *Curr Probl Diagn Radiol.* 2006 Jul-Aug;35(4):140-50. doi: 10.1067/j.cpradiol.2006.04.002. PMID: 16814001.
16. Tang MY, Chen TW, Zhang XM, Huang XH. GRE T2\*-weighted MRI: principles and clinical applications. *Biomed Res Int.* 2014;2014:312142. doi: 10.1155/2014/312142. Epub 2014 Apr 16. PMID: 24987676; PMCID: PMC4009216.
17. Chavhan GB, Babyn PS, Thomas B, Shroff MM, Haacke EM. Principles, techniques, and applications of T2\*-based MR imaging and its special applications. *Radiographics.* 2009 Sep-Oct;29(5):1433-49. doi: 10.1148/rg.295095034. PMID: 19755604; PMCID: PMC2799958.
18. Schneider E, Ng KM, Yeoh CS, Rumpel H, Fook-Chong S, Li HH, Tan EK, Chan LL. Susceptibility-weighted MRI of extrapyramidal brain structures in Parkinsonian disorders. *Medicine (Baltimore).* 2016 Jun;95(26):e3730. doi: 10.1097/MD.0000000000003730. PMID: 27367979; PMCID: PMC4937893.

19. Hsu CC, Kwan GNC, Hapugoda S, Craigie M, Watkins TW, Haacke EM. Susceptibility weighted imaging in acute cerebral ischemia: review of emerging technical concepts and clinical applications. *Neuroradiol J*. 2017 Apr;30(2):109-119. doi: 10.1177/1971400917690166. Epub 2017 Jan 1. PMID: 28424015; PMCID: PMC5433592.
20. Kaso A, Ernst T. Motion-insensitive diffusion imaging of the brain using optical tracking and dynamic sequence updates. *Magn Reson Med*. 2021 Aug;86(2):926-934. doi: 10.1002/mrm.28747. Epub 2021 Mar 15. PMID: 33723891; PMCID: PMC8211393.
21. van den Elshout R, Herings SDA, Mannil M, Gijtenbeek AMM, Ter Laan M, Smeenk RJ, Meijer FJA, Scheenen TWJ, Henssen DJHA. Apparent Diffusion Coefficient Metrics to Differentiate between Treatment-Related Abnormalities and Tumor Progression in Post-Treatment Glioblastoma Patients: A Retrospective Study. *Cancers (Basel)*. 2023 Oct 14;15(20):4990. doi: 10.3390/cancers15204990. PMID: 37894355; PMCID: PMC10605800.
22. Ikushima I, Korogi Y, Hirai T, Sugahara T, Shigematsu Y, Komohara Y, Okuda T, Takahashi M, Ushio Y. MR of epidermoids with a variety of pulse sequences. *AJNR Am J Neuroradiol*. 1997 Aug;18(7):1359-63. PMID: 9282869; PMCID: PMC8338022.
23. Yang D, Korogi Y, Ushio Y, Takahashi M. Increased conspicuity of intraventricular lesions revealed by three-dimensional constructive interference in steady state sequences. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2000 Jun-Jul;21(6):1070-2. PMID: 10871016; PMCID: PMC7973903.
24. De Leucio A, De Jesus O. MR Angiogram. [Updated 2023 Aug 23]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK558984/>
25. Grochowski C, Staśkiewicz G. Ultra high field TOF-MRA: A method to visualize small cerebral vessels. 7T TOF-MRA sequence parameters on different MRI scanners - Literature review. *Neurol Neurochir Pol*. 2017 Sep-Oct;51(5):411-418. doi: 10.1016/j.pjnns.2017.06.011. Epub 2017 Jul 8. PMID: 28774679.

26. Cirillo M, Scomazzoni F, Cirillo L, Cadioli M, Simionato F, Iadanza A, Kirchin M, Righi C, Anzalone N. Comparison of 3D TOF-MRA and 3D CE-MRA at 3T for imaging of intracranial aneurysms. *Eur J Radiol.* 2013 Dec;82(12):e853-9. doi: 10.1016/j.ejrad.2013.08.052. Epub 2013 Sep 12. PMID: 24103356.
27. Graves MJ. Magnetic resonance angiography. *Br J Radiol.* 1997 Jan;70:6-28. doi: 10.1259/bjr.70.829.9059290. PMID: 9059290.
28. Hebrang, A.; Klarić-Čustović, R. *Radiologija*, Zagreb: Medicinska naklada, 2006.
29. Head MSCT. Zagreb Med. (Pristupljeno 29.4.2024.) Dostupno na <https://www.zagrebmed.com/en/services/radiology/ct-diagnosis/msct-glave-en>
30. Rankin SC. CT angiography. *Eur Radiol.* 1999;9(2):297-310. doi: 10.1007/s003300050671. PMID: 10101654
31. Ghekiere O, Salgado R, Buls N, Leiner T, Mancini I, Vanhoenacker P, Dendale P, Nchimi A. Image quality in coronary CT angiography: challenges and technical solutions. *Br J Radiol.* 2017 Apr;90(1072):20160567. doi: 10.1259/bjr.20160567. Epub 2017 Mar 7. PMID: 28055253; PMCID: PMC5605061.
32. Sawicki M, Bohatyrewicz R, Walecka A, Sołek-Pastuszka J, Rowiński O, Walecki J. CT Angiography in the Diagnosis of Brain Death. *Pol J Radiol.* 2014 Nov 15;79:417-21. doi: 10.12659/PJR.891114. PMID: 25419255; PMCID: PMC4237071.
33. MRA brain: Protocol and Planning. *MRI Master.* (Pristupljeno 2.5.2024.) Dostupno na <https://mrimaster.com/plan-mra-brain/>
34. Enterline DS, Kapoor G. A practical approach to CT angiography of the neck and brain. *Tech Vasc Interv Radiol.* 2006 Dec;9(4):192-204. doi: 10.1053/j.tvir.2007.03.003. PMID: 17709084.
35. Hamblen, M., Hacnik, J., Spencer, K. *CT Angiography Head and Neck: Indications and Limitations*, 2023. (Pristupljeno 2.5.2024.) Dostupno na <https://www.emdocs.net/ct-angiography-head-and-neck-indications-and-limitations/>



36. Park SW, Han MH, Cha SH, Kwon BJ, Kim KH, Kwon OK, Baik SK, Chang KH. PC-Based 3D Reconstruction of MR Angiography in Evaluation of Intracranial Aneurysms. The Value of Pre-Treatment Planning for Embolization and Post-Treatment Follow-up. *Interv Neuroradiol.* 2002 Jun 30;8(2):169-81. doi: 10.1177/159101990200800209. Epub 2004 Oct 20. PMID: 20594526; PMCID: PMC3576610.
37. Hrabak, M., Padovan R. CT-angiografija i MR-angiografija-neinvazivne radiološke metode prikaza patoloških promjena krvnih žila. Klinički zavod za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju, Klinički bolnički centar Zagreb, Rebro Medicinski fakultet Sveučilišta u Zagrebu, 2009.
38. Adams WM, Laitt RD, Jackson A. The role of MR angiography in the pretreatment assessment of intracranial aneurysms: a comparative study. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2000 Oct;21(9):1618-28. PMID: 11039340; PMCID: PMC8174871.
39. Ida M, Kurisu Y, Yamashita M. MR angiography of ruptured aneurysms in acute subarachnoid hemorrhage. *AJNR Am J Neuroradiol.* 1997 Jun-Jul;18(6):1025-32. PMID: 9194428; PMCID: PMC8337307.
40. Velikina JV, Johnson KM, Wu Y, Samsonov AA, Turski P, Mistretta CA. PC HYPR flow: a technique for rapid imaging of contrast dynamics. *J Magn Reson Imaging.* 2010 Feb;31(2):447-56. doi: 10.1002/jmri.22035. PMID: 20099362; PMCID: PMC2897749.
41. Kiruluta AJM, González RG. Magnetic resonance angiography: physical principles and applications. *Handb Clin Neurol.* 2016;135:137-149. doi: 10.1016/B978-0-444-53485-9.00007-6. PMID: 27432663.
42. Ota H, Takase K, Rikimaru H, Tsuboi M, Yamada T, Sato A, Higano S, Ishibashi T, Takahashi S. Quantitative vascular measurements in arterial occlusive disease. *Radiographics.* 2005 Sep-Oct;25(5):1141-58. doi: 10.1148/rg.255055014. PMID: 16160101.
43. Harvey EC, Feng M, Ji X, Zhang R, Li Y, Chen GH, Li K. Impacts of photon counting CT to maximum intensity projection (MIP) images of cerebral CT angiography:

- theoretical and experimental studies. *Phys Med Biol*. 2019 Sep 19;64(18):185015. doi: 10.1088/1361-6560/ab32fe. PMID: 31315093; PMCID: PMC7301592.
44. Byrne D, Sugrue G, Stanley E, Walsh JP, Murphy S, Kavanagh EC, MacMahon PJ. Improved Detection of Anterior Circulation Occlusions: The "Delayed Vessel Sign" on Multiphase CT Angiography. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2017 Oct;38(10):1911-1916. doi: 10.3174/ajnr.A5317. Epub 2017 Aug 10. PMID: 28798219; PMCID: PMC7963625.
45. Polito V, La Piana R, Del Pilar Cortes M, Tampieri D. Assessment of clot length with multiphase CT angiography in patients with acute ischemic stroke. *Neuroradiol J*. 2017 Dec;30(6):593-599. doi: 10.1177/1971400917736928. Epub 2017 Oct 25. PMID: 29068254; PMCID: PMC5703140.
46. Ren Y, Chen GZ, Liu Z, Cai Y, Lu GM, Li ZY. Reproducibility of image-based computational models of intracranial aneurysm: a comparison between 3D rotational angiography, CT angiography and MR angiography. *Biomed Eng Online*. 2016 May 6;15(1):50. doi: 10.1186/s12938-016-0163-4. PMID: 27150439; PMCID: PMC4858827.
47. Dündar TT, Aralaşmak A, Özdemir H, Seyithanoğlu MH, Uysal Ö, Toprak H, Kitiş S, Özek E, Alkan A. Comparison of TOF MRA, Contrast-Enhanced MRA and Subtracted CTA from CTP in Residue Evaluation of Treated Intracranial Aneurysms. *Turk Neurosurg*. 2017 Oct 18. doi: 10.5137/1019-5149.JTN.21113-17.2. Epub ahead of print. PMID: 29131233.
48. Weissman JL, Akindele R. Current imaging techniques for head and neck tumors. *Oncology (Williston Park)*. 1999 May;13(5):697-709; discussion 713. PMID: 10356688.

## 6. ŽIVOTOPIS

### OPĆI PODATCI:

**IME I PREZIME:** Mara Kristina Barišić

**DATUM I MJESTO ROĐENJA:** 06.07.2003., Wałcz

**E-MAIL:** [mara.k.barisic@gmail.com](mailto:mara.k.barisic@gmail.com)

### OBRAZOVANJE:

**OSNOVNA ŠKOLA:** Osnovna škola Ravne njive - Neslanovac Split (2009. – 2017.)

**SREDNJA ŠKOLA:** I. gimnazija Split, jezična gimnazija (2017. – 2021.)

**FAKULTET:** Sveučilište u Splitu, Sveučilišni odjel zdravstvenih studija, Radiološka tehnologija (2021. – 2024.)