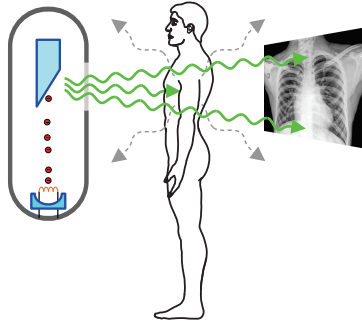
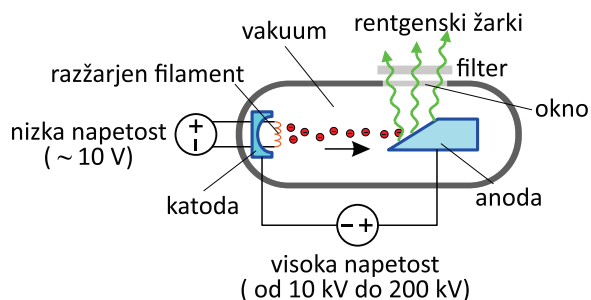
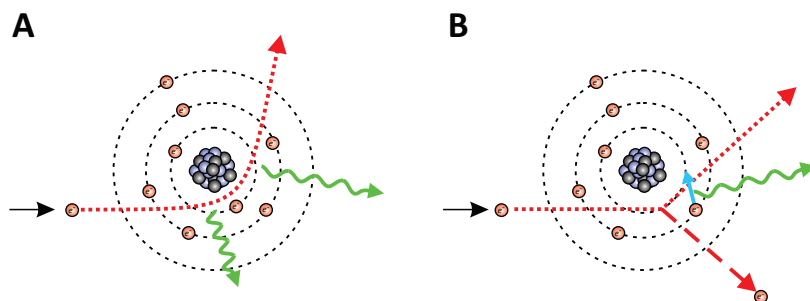




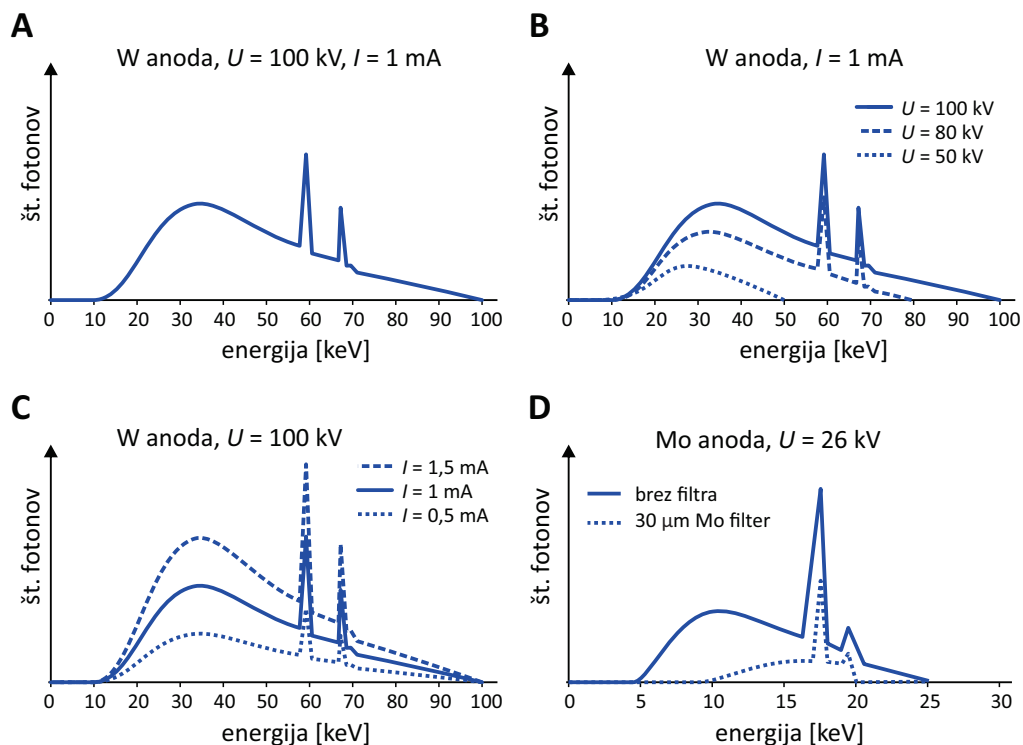
Slika 1: Shematični prikaz rentgenskega slikanja. Rentgenski žarki izhajajo iz rentgenske cevi, potujejo skozi telo in na drugi strani preiskovanca na detektorju pustijo senco telesnih organov. Kontrast med organi na sliki je odvisen od absorpcije rentgenskih žarkov v njih - večja kot je absorpcija, manj žarkov pride do detektorja in bolj svetla je slika organa na rentgenski sliki (to velja za klasično rentgensko slikanje na fotografski film, pri nekaterih drugih tehnikah pa lahko sliko prikažemo tudi z obrnjenimi barvami). Nekaterim žarkom se zaradi sipanja v telesu spremenita smer in energija, zaradi česar lahko poslabšajo kontrast na sliki ali obsevajo okolico (sipani žarki so prikazani s sivo črtkano črto).



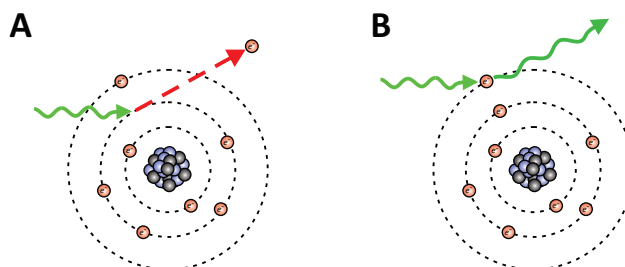
Slika 2: Shematični prikaz delovanja rentgenske cevi. Rentgenska cev je vakuumsko cev s katodo in anodo, med katerima je visoka napetost (v medicini se uporabljajo napetosti od 10 kV do 200 kV). Na strani katode je tanek kovinski filament, skozi katerega teče električni tok, zaradi česar se filament segreva in iz njega izhajajo elektroni. Elektroni v električnem polju med katodo in anodo zelo pospešijo in dobijo veliko kinetično energijo. Ko trčijo v anodo, med ustavljanjem svojo energijo oddajo v obliki rentgenskih žarkov. Oblika spektra rentgenskih žarkov je odvisna od vrste snovi v anodi in od pospeševalne napetosti, njihovo število pa lahko uravnavamo s tokom skozi filament v katodi (bolj kot razžarimo filament, več elektronov izhaja iz njega in trči v anodo in več rentgenskih žarkov nastane). Na izsevani spekter lahko vplivamo tudi z izbiro filtra na izhodu iz cevi.



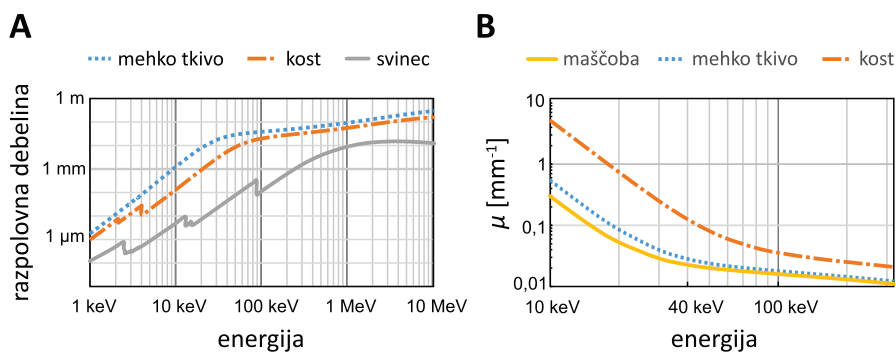
Slika 3: Shematični prikaz dveh mehanizmov nastanka rentgenskih žarkov ob ustavljanju visokoenergijskih elektronov v anodi rentgenske cevi. A) Zavorno sevanje. Med ustavljanjem v električnem polju jeder elektroni svojo energijo izgubljajo s sevanjem rentgenskih žarkov različnih valovnih dolžin. B) Značilno sevanje. Če ima elektron dovolj energije, lahko iz notranje atomske lupine izbije elektrona. Izpraznjeno mesto zapolni elektron iz višje lupine in pri tem odda rentgenski žarek (preskok je shematično prikazan z modro puščico). Valovne dolžine značilnega sevanja so natančno določene z energijami prehodov med atomskimi lupinami in so za vsako vrsto atomov drugačne.



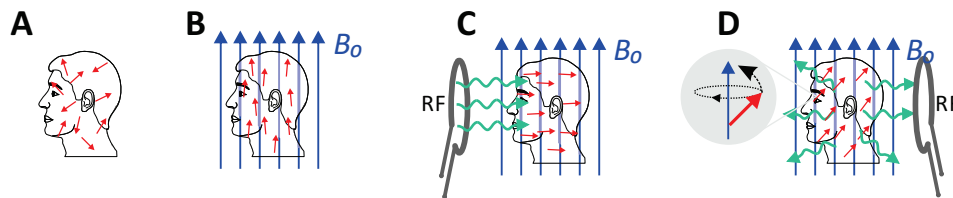
Slika 4: Prikaz spektra rentgenske cevi. A) Spekter volframove anode pri pospeševalni napetosti 100 kV. Zvezni del spektra je posledica zavornega sevanja, vrhovi pa značilnega sevanja, ki so za volfram v bližini energij 58 keV in 69 keV. Največja energija izsevanih fotonov je enaka kinetični energiji elektronov v cevi in je torej sorazmerna pospeševalni napetosti (v prikazanem primeru je 100 keV). B) Odvisnost spektra od pospeševalne napetosti. Z manjšanjem pospeševalne napetosti se manjšata energija in število izsevanih fotonov. Energije značilnega sevanja se ne spremenijo, značilno sevanje izgine šele, če se elektroni v cevi nimajo potrebne kinetične energije za izbijanje elektronov iz ustreznih notranjih atomskih lupin. C) Odvisnost spektra od katodnega toka. Od katodnega toka elektronov je odvisno le število izsevanih fotonov, ne pa oblika izsevanega spektra. D) Spekter molibdenove anode pri pospeševalni napetosti 26 kV. Značilno sevanje molibdenove anode je pri nižjih energijah (približno pri 17,5 keV in 19,6 keV), zato se take anode uporabljajo za produkcijo mehkejših žarkov, ki jih potrebujemo npr. za mamografijo. Slika prikazuje tudi, kako se spremeni spekter, če na izhod anode postavimo filter iz tanke plasti molibdena.



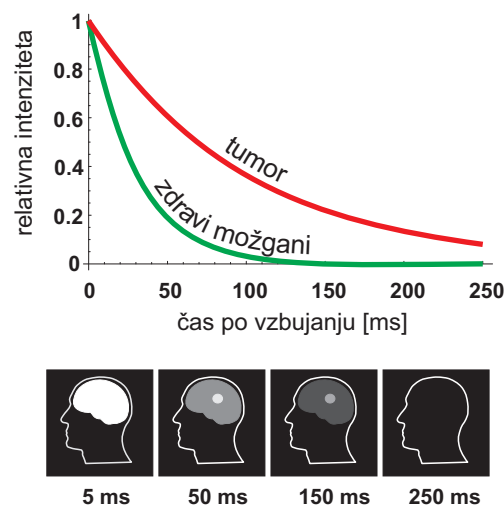
Slika 5: Shematični prikaz dveh glavnih načinov interakcije rentgenskih žarkov s snovjo. A) Fotoelektrični efekt. Energija fotona se v snovi absorbira, ko foton izbi-je elektron iz atoma. B) Sipanje. Foton interagira z elektronom v atomu, pri tem pa lahko izgubi del energije (valovna dolžina se poveča) in spremeni smer gibanja.



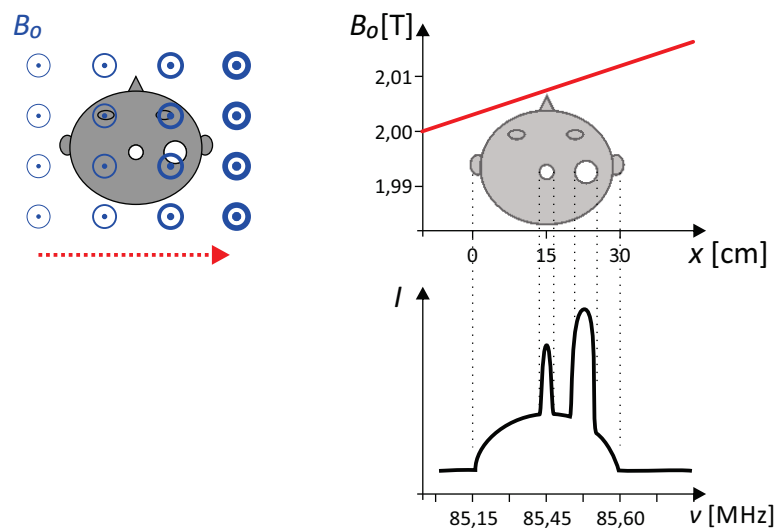
Slika 6: Absorpcijski spekter za rentgenske žarke v nekaterih snoveh. A) Odvisnost razpolovne debeline v mehkem tkivu, kosti in svincu od energije rentgenskih fotonov v razponu energij od 1 keV do 1 MeV. V kosti je več težjih atomov, kot v mehkem tkivu, zato je v njej absorpcija večja (razpolovna debelina je manjša). Atomi svinca so še težji, zato je absorpcija v svincu še veliko večja. B) Absorpcijski koeficient v maščobi, mehkem tkivu in kosti v intervalu energij, ki se uporabljajo pri rentgenskem slikanju. Razlika med mehкими tkivi je večja pri manjših energijah.



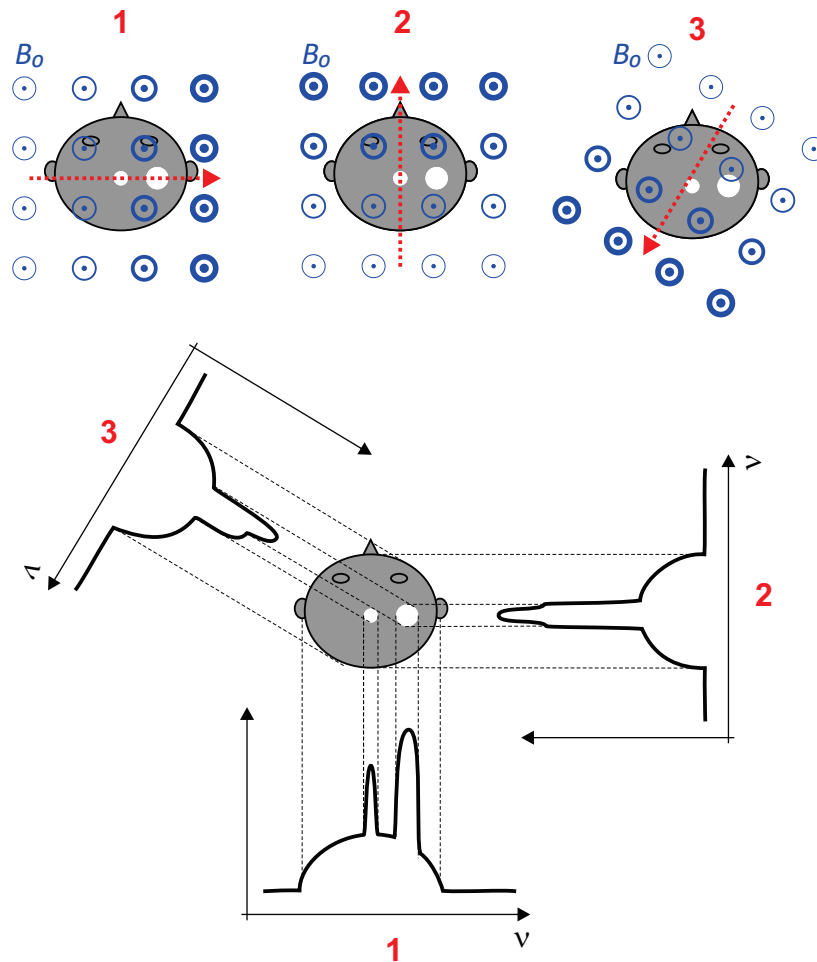
Slika 7: Shematični prikaz slikanja z magnetno resonanco. A) Jedra vodikovih atomov imajo magnetne dipole, ki so v odsotnosti zunanjega magnetnega polja orientirani naključno. B) Ko pacenta postavimo v močno magnetno polje, se magnetni dipoli jeder usmerijo proti smeri zunanjega polja in z resonančno frekvenco precedirajo okoli nje ($\omega = \gamma B_0$). C) Z radijskimi valovi (RF - radijska frekvenca), ki imajo resonančno frekvenco, lahko jedra vzbudimo v vzbujeno stanje, v katerem so za 90° odklonjena od smeri zunanjega polja. D) Jedra se iz vzbujenega stanja relaksirajo nazaj proti ravnovesju in pri tem oddajajo radijske valove z resonančno frekvenco. Te signale zaznamo s tuljavo in na njihovi osnovi sestavimo sliko. Jakost zaznanega signala je sorazmerna stopnji vzbujenosti jeder ter usklajenosti njihove usmerjenosti (bolj kot se jedra vrtijo v fazi, močnejši signal zaznamo).



Slika 8: Shematični prikaz nastanka kontrasta med različnimi tkivi. Zaradi različnega kemijskega okolja se jedra v različnih tkivih po vzburjanju relaksirajo različno hitro (v zgornjem primeru se jedra v tumorju relaksirajo počasneje od zdravega tkiva). Intenziteta na magnetno-rezonančni sliki je sorazmerna intenziteti radijskih valov, ki ji zaznamo iz posameznega tkiva. Za dober kontrast moramo signale zabeležiti v ravno pravem trenutku, da bo eno tkivo še vzbujeno in zato na sliki belo, drugo pa že zrelaksirano in zato na sliki temno. Če jih zabeležimo prekmalu, bodo vsa tkiva še zelo vzbujena in zato na sliki enako svetla, če pa jih zabeležimo prepozno, bodo vsa tkiva že zrelaksirana in zato na sliki enako temna.



Slika 9: Shematični prikaz vloge gradienta magnetnega polja pri nastanku prostorske slike. V napravi vklopimo gradient magnetnega polja, zaradi česar se gostota magnetnega polja v napravi v eni smeri malo spreminja (na sliki se spreminja v smeri x in sicer od 2 T do 2,01 T, smer gradienta je označena z rdečo pikčasto puščico). Zaradi gradienta magnetnega polja imajo jedra na različnih koordinatah x različne resonančne frekvence in zato med tudi med relaksacijo oddajajo radijske valove z različnimi frekvencami. Ob prisotnosti gradienta se zato v spektru zaznanega signala skriva neposredna informacija o položaju posameznih jeder - višja kot je frekvenca nekega signala, pri večji koordinati x je ta signal izviral.



Slika 10: Shematični prikaz nastanka prostorske slike. Ob uporabi gradienta v eni smeri dobimo projekcijo slike tkiv na tisto smer. Če pacienta slikamo večkrat, pri čemer je gradient polja vsakič orientiran drugače, dobimo serijo projekcij v različnih smereh. Iz teh projekcij lahko s pomočjo matematičnega postopka imenovanega *tomografija* sestavimo sliko celotne ravnine.