

# Usporedba vrsta digitalnih receptora slike u radiografiji orofacijalnog područja

---

**Mihalec, Damir**

**Master's thesis / Diplomski rad**

**2022**

*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:176:121671>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2024-12-24**

*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  
DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ  
RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Damir Mihalec**

**USPOREDBA VRSTA DIGITALNIH RECEPTORA SLIKE  
U RADIOGRAFIJI OROFACIJALNOG PODRUČJA**

**Diplomski rad**

Split, 2022. godine

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

**Damir Mihalec**

**USPOREDBA VRSTA DIGITALNIH RECEPTORA SLIKE  
U RADIOGRAFIJI OROFACIJALNOG PODRUČJA  
COMPARISON OF DIGITAL IMAGE RECEPTOR TYPES  
IN OROFACIAL AREA RADIOGRAPHY**

**Diplomski rad/Master's Thesis**

Mentor:

**Doc. dr. sc. Frane Mihanović**

Split, 2022. godine

## **Zahvala**

*Svoju veliku zahvalnost dugujem ljudima koji su mi uvelike pomogli i time doprinijeli finalizaciji ovog rada:*

*poštovanom mentoru doc. dr. sc. Frani Mihanoviću na usmjeravanju, poticanju i ispravkama bez odgode,*

*cijenjenoj suradnici mag. rad. techn. Aniti Ivanović na višekratnoj provjeri teksta i korisnim sugestijama*

*i svojoj supruzi Sanji na beskrajnom strpljenju, savjetima u oblikovanju rada i stranica te osobito na odgođenim putovanjima.*



## TEMELJNA DOKUMENTACIJSKA KARTICA

## DIPLOMSKI RAD

Sveučilište u Splitu  
Sveučilišni odjel zdravstvenih studija  
Radiološka tehnologija

Znanstveno područje: Biomedicina i zdravstvo  
Znanstveno polje: Kliničke medicinske znanosti

Mentor: doc. dr. sc. Frane Mihanović

### USPOREDBA VRSTA DIGITALNIH RECEPTORA SLIKE U RADIOGRAFIJI OROFACIJALNOG PODRUČJA

Damir Mihalec, br. Indeksa: 661340

#### SAŽETAK

UVOD: dentalnoj radiografiji, kao i u medicinskoj radiologiji općenito, sve više se upotrebljavaju digitalni detektori kao medij za prijam i pretvaranje analogne slike u digitalnu. Ovi uređaji daju dijagnostičke snimke koje su značajno kvalitetnije od onih koje su rađene na receptorima starijih tehnologija kao što su film ili fosforne pločice. Od modernih digitalnih detektora najčešće su u upotrebi CCD (eng. *Charge-Coupled Device*) i CMOS (eng. *Complementary Metal-Oxide Semiconductor*). Kako između ova dva detektora postoji razlika u tehnologiji izrade, tako se u zadnjih 20 godina provode istraživanja s ciljem usporedbe CCD i CMOS-a u kvaliteti snimke i drugim osobinama, a kako bi se rangirala njihova prikladnost za razne svrhe snimanja.

CILJ: Cilj ovog istraživanja bio je donijeti zaključak postoji li razlika u kvaliteti dijagnostičke snimke načinjene jednim ili drugim detektorom i postoje li razlike u drugim svojstvima detektora koje bi mogle utjecati na odluku o upotrebi jednog od njih. Početna hipoteza je bila kako kvalitativna razlika ne postoji ili nije značajna.

METODA: Metoda rada je bio sustavni pregled stručne literature koja opisuje tehničko-tehnološke osobine digitalnih detektora i stručnih članaka koji ispituju i uspoređuju CMOS i CCD. Pretragom i selekcijom članaka iz bio-medicinskih baza podataka, odabrano je 14 stručnih članaka u kojima su uspoređeni detektori i gdje su kvantificirano predstavljeni dobiveni rezultati. Ekstrahirani podaci su prikazani pojednostavljeno u 8 osobina detektora koje su istraživane i 9 osobina koje nisu mjerene, a koje su autori spomenuli kao osobni dojam ili opažanje.

REZULTATI: Rezultati mjerenja nisu pokazali značajnu razliku u kvaliteti snimke, no zapisana opažanja i dojmovi istraživača o drugim osobinama detektora su na strani CMOS-a.

ZAKLJUČAK: Zaključak je kako su CMOS i CCD jednako ili usporedivo dobri u kvaliteti snimke, i da bi razlika u „sporednim“ osobinama jednog i drugog detektora mogle doprinijeti preporuci ili odluci o upotrebi jednog od njih. Ove osobine, a osobito ekonomika, bi mogle biti tema budućih istraživanja.

**Ključne riječi:** CCD; CMOS; dentalno snimanje, digitalna radiografija.

**Rad sadrži:** 74 stranica, 48 slika, 4 tablice, 26 literaturnih referenci.

**Jezik izvornika:** hrvatski.

## **BASIC DOCUMENTATION CARD**

**MASTER THESIS**

University of Split

University Department for Health Studies

Radiological technology

Scientific area: Biomedicine and Healthcare

Scientific field: Clinical and Medical Sciences

Supervisor: Frane Mihanović PhD, Ass.prof.

### **COMPARISON OF DIGITAL IMAGE RECEPTOR TYPES IN OROFACIAL AREA RADIOGRAPHY**

Damir Mihalec, Index No: 661340

#### **SUMMARY**

**INTRODUCTION:** In dental radiography, as well as in medical radiology in general, digital detectors are increasingly used as a medium for receiving and converting analog images into digital ones. These devices provide diagnostic images that are significantly better than those made on the receptors of older technologies such as film or phosphor plates. The most commonly used modern digital detectors are CCD (Charge-Coupled Device) and CMOS (Complementary Metal-oxide Semiconductor). As there is a difference in production technology between these two detectors, research has been conducted over the last 20 years to compare CCD and CMOS in image quality and other properties, in order to rank their suitability for various imaging purposes.

**AIM:** The aim of this study was to conclude whether there is a difference in the quality of the diagnostic image made by one or another detector and whether there are differences in other properties of the detector that could influence the decision to use one of them. The initial hypothesis was that the qualitative difference did not exist or was not significant.

**METHOD:** The paper is a systematic review of professional literature describing the technical and technological properties of digital detectors and scientific journal articles that examine and compare CMOS and CCD. By searching and selecting articles from bio-medical databases, 14 professional articles were selected in which detectors were compared and where the obtained results were quantified. Extracted data were presented in a simplified way in 8 detector properties that were researched and 9 properties that were not measured, which the authors mentioned as personal impression or observation.

**RESULTS:** The results of the measurements did not show a significant difference in the quality of the image, but the recorded observations and impressions of the researchers about other detector properties are on the side of CMOS.

**CONCLUSION:** Conclusion is that CMOS and CCD are equally or comparatively good in image quality, and that differences in the "secondary" properties of both detectors could contribute to the recommendation or decision to use one of them. These characteristics, and especially economics, could be the subject of future research.

**Key words:** CCD; CMOS; dental imaging; digital radiography.

**Thesis contains:** 74 pages, 48 figures, 4 tables, 26 references.

**Original in:** Croatian.

## SADRŽAJ:

<b>1. UVOD.....</b>	<b>1</b>
1.1. POVIJEST.....	3
1.1.1. X-Zrake .....	3
1.1.2. Početak dentalne radiografije .....	3
1.1.3. Štetnost zračenja.....	4
1.1.4. RTG uređaji i receptori snimke .....	5
1.1.5. Digitalizacija .....	7
1.1.6. Fluoroskopija.....	7
1.1.7. Elektronsko pojačalo .....	8
1.2. DIGITALNI RECEPTORI SNIMKE .....	11
1.2.1. CR receptori .....	11
1.2.2. DR receptori .....	12
1.2.3. Direktna digitalna radiografija .....	12
1.2.4. Indirektna digitalna radiografija.....	12
1.3. POLUVODIČI .....	12
1.3.1. N-tip i P-tip poluvodiča.....	13
1.3.2. Tranzistori .....	14
1.4. RAVNI DETEKTORI.....	17
1.4.1. CCD tehnologija.....	17
1.4.2. Veličina i građa ccd detektora .....	20
1.4.2.1. Fill factor .....	21
1.4.2.2. Cvjetanje.....	21
1.4.3. Bitni djelovi i značajke CCD detektora.....	22
1.4.4. CMOS tehnologija.....	24
1.4.5. CMOS sa pasivnim i aktivnim pikselima.....	25
<b>2. CILJ.....</b>	<b>28</b>
2.1. HIPOTEZA .....	28
<b>3. IZVORI PODATAKA I METODE.....</b>	<b>29</b>



3.1.	PRETRAŽIVANJE LITERATURE .....	29
3.2.	UKLJUČUJUĆI I ISKLJUČUJUĆI KRITERIJI .....	29
3.3.	IZBOR STUDIJA.....	29
3.4.	REFERENTNE STUDIJE.....	31
3.4.1.	Usporedba CMOS i CCD intraoralnih detektora prema subjektivnoj ocjeni kvalitete snimke; Kitagawa H i sur. (2003.).....	31
3.4.2.	Usporedba svojstava dva intraoralna senzora u perceptibilnosti pri niskom kontrastu; istraživanje; Shi X-Q i sur. (2013.) .....	32
3.4.3.	Intraoperativno NIFI snimanje paratireoidnih žlijezda; usporedba prve i druge generacije tehnologije; Akbulut S i sur. (2020.) .....	35
3.4.4.	Usporedba učinkovitosti uređaja za snimanje molekularne fluorescencije korištenjem sljedivih radnih standarda sa SI jedinicama zračenja; Zhu B i sur. (2016.) .....	36
3.4.5.	CMOS In-Pixel CTIA detektor fluorescencije visoke osjetljivosti; Murari K i sur. (2011.).....	38
3.4.6.	Komparativna studija kvalitete dva intraoralna senzora; istraživanje; Aziman C i sur. (2019.) .....	40
3.4.7.	In-vitro usporedba dvije vrste digitalnih senzora u detekciji karijesa potvrđenog mikro CT snimkom; istraživanje; Heck K i sur. (2020.).....	41
3.4.8.	Učinak šuma uzokovanog anatomskom stukturom na percepciju niskog kontrasta kod intra oralnih radiograma; in-vitro studija; Olsson L i sur. (2016) .....	44
3.4.9.	Značajke radiograma snimljenih na CdTe, CCDi CMOS detektorima u radiografiji lubanje; Mazucatto Queiroz P i sur. (2020).....	47
3.4.10.	CMOS senzori velikih brzina snimanja; pregled; El-Desouki M i sur. (2009) ...	49
3.4.11.	Ocjena kvalitete slike i evaluacija različitih prijenosnih dentalnih RTG uređaja; Pittayapat P i sur. (2010) .....	51
3.4.12.	Usporedba dijagnostičke preciznosti digitalnog snimanja CCD i CMOS-APS sensorima i snimanja E-speed dentalnim filmom u detekciji periapikalnih koštanih lezija; Paurazas SB i sur. (2000) .....	52
3.4.13.	Usporedba 18 različitih RTG detektora koji se trenutno koriste u stomatologiji; Farman AG, Farman TT, (2005.) .....	54
3.4.14.	Detekcija nekavitiranog proksimalnog karijesa snimanjem na sedam različitih digitalnih receptora, s osvrtom na specifične filtere zračenja, Haiter-Neto F. i sur. (2008) .....	55
<b>4.</b>	<b>REZULTATI.....</b>	<b>57</b>
<b>5.</b>	<b>RASPRAVA.....</b>	<b>59</b>
<b>6.</b>	<b>ZAKLJUČAK .....</b>	<b>61</b>

<b>7. LITERATURA.....</b>	<b>62</b>
<b>8. ŽIVOTOPIS .....</b>	<b>65</b>

# 1. UVOD

Radiološka tehnologija je u svojem sadašnjem obliku esencijalan dio medicinske radiologije, koja je nezaobilazna kao dijagnostičko-terapijska djelatnost suvremene medicinske znanosti. Radiologija je od 1895. godine prešla put od revolucionarnog otkrića X-zraka, preko čudnih i ponekad opasnih eksperimenata do sigurne i moćne dijagnostičke djelatnosti potrebne manje ili više svim medicinskim profesionalcima. Medicina kao liječenje i prevencija bolesti postoji od samih ljudskih prapočetaka, pa se ovih 126 godina radiologije na prvi pogled ne čini kao dug period. Međutim, kada se tih 126 godina uspoređi s dostignućima na području izgradnje i usavršavanja RTG uređaja, razvoja tehnologije i poglavito povećanja sigurnosti za pacijenta, može se reći kako je to jedna od najbrže razvijajućih medicinskih i općenito ljudskih djelatnosti. Radiološka tehnologija svojim razvojem potpomaže i razvoj drugih, kako medicinskih tako i ne-medicinskih djelatnosti, kao što su npr. sigurnosni i obrambeni poslovi, povijesna istraživanja itd.

Osnova radiološke struke u smislu medicine ili veterine je slikovni prikaz unutrašnjosti humanog odnosno animalnog organizma, a u smislu tehničkih struka prikaz unutrašnjosti predmeta, objekata, strojeva, materijala, povijesnih artefakata itd. Pojednostavljeno, zadatak radiološke struke je neinvazivnim pristupom prikazati onaj dio nekog entiteta koji se optički ne bi mogao pregledati bez narušavanja integriteta istog. Medicinski slikovni prikaz, odnosno radiogram, može biti statičan, pokretan, interaktivan; može doći u različitim oblicima i načinima, ali zajednički zahtjev za sve vrste prikaza je da se na njima dovoljno precizno može vidjeti područje od interesa i izgled/funkcija tkiva, organa ili organskog sustava, te prisutnost i karakteristike eventualnih patoloških promjena u organizmu. Sav napredak radiologije u smislu poboljšanja ili razvoja novih RTG uređaja i sustava, izuma sve boljih receptora snimke, primjeni najnaprednijih softvera i definiranju novih doktrina i procedura ide za tim da slikovni prikaz bude dijagnostički što kvalitetniji i, ne manje bitno, da količina zračenja za pacijenta i radiološko osoblje bude što manja.

U ovome radu obradit će se jedan od najbitnijih aspekata suvremene radiološke tehnologije, odnosno dio koji je u svakom radiološkom sustavu možda i najbitnija

stavka za dobivanje kvalitetne snimke. To su digitalni receptori snimke, odnosno slikovni mediji koji primaju analognu snimku tkiva kroz koje je prošlo RTG zračenje, pretvaraju je u digitalni signal i transferiraju prema računalnim programima za obradu. Skupnim nazivom digitalni detektori nazivamo suvremene digitalne receptore snimke. Digitalni detektori su već u velikoj mjeri zamijenili prethodni koncept analognih receptora poput radiološkog filma ili još starijih fotografskih ploča ili papira, kao i starije digitalne receptorske uređaje poput elektronskog pojačala. Ovdje će se, sustavnim pregledom dostupne stručne i znanstvene literature, razjasniti sličnosti i razlike između dvije vrste digitalnih detektora poznate po nazivima *Couple charged device* i *Complementary Metal-Oxide Semiconductor* (kratice su CCD odnosno CMOS) te pokušati usporediti kvalitetu snimaka dobivenih jednom i drugom vrstom detektora. Usporedba spomenutih detektora izvršit će se uglavnom u kontekstu dentalne radiografije, odnosno uspoređujući uređaje namijenjene snimanju orofacijalnog područja glave.

## 1.1. POVIJEST

### 1.1.1. X-Zrake

Radiologija je svoj put do jedne od nezaobilaznih sastavnica medicinske znanosti započela krajem 1895. godine otkrićem do tada nepoznatog elektromagnetskog zračenja koje je pokazivalo nesvakidašnje karakteristike. Prema javno poznatim činjenicama, njemački fizičar Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923) je prilikom izvođenja eksperimenata s katodnim cijevima (Geisslerove i Crookesove cijevi) uočio kako kristali barij platin-cijanida svjetlucaju kada se nalaze blizu uključene katodne cijevi. Putem daljnjih eksperimenata je otkrio kako kristali fluoresciraju čak i kada je uključena katodna cijev umotana u neprozirni crni papir, te kako fotografske ploče, koje su isto tako bile zaštićene od svjetla, zacrnjuju u blizini uključene katodne cijevi. Uz logičan zaključak kako se radi o nevidljivim zrakama koje prodiru kroz materiju kroz koju svjetlo ne može proći, zbog djelovanja tog zračenja na fotografski sloj zaključio je kako postoji mogućnost fotografskog prikaza npr. unutrašnjosti ljudskog organizma bez invazivnog pristupa. Novotkriveno zračenje nazvao je X-zrakama i nastavio eksperimentirati, da bi već nakon nešto više od mjesec dana uspio napraviti prvi radiogram ljudske ruke. Ruku svoje supruge eksponirao je X-zrakama 15-tak minuta na fotografsku ploču koja je nakon obrade jasno pokazala strukturu kostiju šake i dvije “sjene metala” odnosno dva prstena (Slika 1) (1).

### 1.1.2. Početak dentalne radiografije

Nakon što je Roentgen svoje otkriće prezentirao tadašnjoj znanstvenoj zajednici, novost je brzo i rado prihvaćena, a X-zrake su u čast svoga otkrivaatelja nazvane rentgenskim. Uskoro su znanstvenici, a prije svega liječnici i stomatolozi, prema Roentgenovim uputama i opisima počeli sastavljati svoje improvizirane uređaje te ih koristiti za snimanje ljudskog organizma ili različitih predmeta i tvari. Njemački stomatolog i znanstvenik dr. Otto Walkhoff (1860-1934) je samo četrnaest dana nakon Roentgenovog prvog izvješća o otkriću X-zraka uradio prvi dentalni snimak vlastitih zubi (Slika 2). Napravio je to uz pomoć improviziranog RTG uređaja, s posebno malim analognim receptorom slike, odrezanim od standardne fotografske staklene ploče na veličinu koja stane u usta (2). Među pionire dentalne radiografije još se ubrajaju njemački stomatolog dr. Walter Koenig i američki stomatolog i izumitelj dr. Edmund

Kells koji je konstruirao prvi dentalni RTG sustav u Americi. Za sve ovdje navedene stručnjake i mnoge druge koji su se u tom početnom razdoblju bavili izgradnjom i razvojem prvih radioloških uređaja treba reći kako su zbog nepoznavanja štetnosti RTG zračenja njihovo zdravlje i životi otrpjeli vrlo teške posljedice.



Slika 1. Prva radiografska snimka ljudske šake; Roentgen 22.12.1895.



Slika 2. Prva dentalna radiografska snimka donjih zubi; Walkhoff 12.01.1896.

Izvor za Sliku 1 i 2: Riaud X. First dental radiograph (1896). *J Dent Health Oral Disord Ther.* 2018;9(1):33–34. DOI: 10.15406/jdhodt.2018.09.00325 <http://medcraveonline.com/JDHODT/JDHODT-09-00325.pdf>

### 1.1.3. Štetnost zračenja

U pionirskom razdoblju radiologije nije još postojala svijest o ikakvoj štetnosti X zraka pa se posljedično uređaji nisu ni gradili sa zaštitom za liječnika ili pacijenta, već je samo bilo bitno dobiti upotrebljivu snimku. To neznanje je mnoge liječnike, zdravstveno osoblje i pacijente stajalo zdravlja, a neke i života. Zbog, prema sadašnjim mjerilima, primitivne opreme, nejakih rentgenskih cijevi i fotografskih ploča kao neadekvatnih, ali tada jedinih poznatih receptora slike, ekspozicije su morale biti ekstremno duge, više-minutne, kako bi se uopće što snimilo. Dugotrajno izlaganje zračenju imalo je za posljedicu obolijevanje radiološkog osoblja i ta uzročno-posljedična veza je prepoznata od struke tek mnogo godina kasnije. Dr William Herbert Rollins (1852-1929), stomatolog iz Bostona (SAD), smatra se utemeljiteljem teorije i prakse zaštite od zračenja (3). Kao jedan od pionira struke, tijekom konstruiranja vlastitog RTG uređaja zadobio je radijacijske opekline ruku. Povezujući zračenje sa

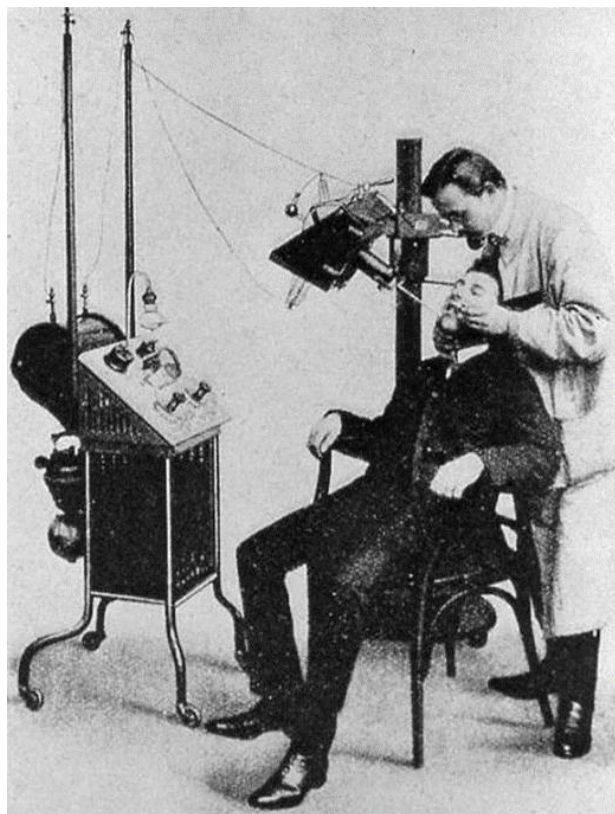
negativnim utjecajem na zdravlje, između 1896. i 1904. godine objavio je preko 200 članaka o štetnim posljedicama X zraka i zaštiti od zračenja. Prvi članak je nosio naslov „X zrake ubijaju“. Njegove preporuke za sve koji rade sa X zrakama su govorile o potrebi nošenja zaštitnih naočala, zatvaranja katodnih cijevi u olovne oplata, te pokrivanja svih nesnimanih djelova tijela nepropusnim pregačama ili štitnicima. Znanstvena i stručna zajednica je u velikoj mjeri ignorirala njegove tvrdnje i naputke, a svijest o štetnosti ionizirajućeg zračenja je rasla vrlo sporo, sve dok nisu sagledane posljedice zračenja nakon eksplozija atomskih bombi nad Hirošimom i Nagasakijem. Tek nakon valorizacije posljedica tih nesretnih događaja Rollinsonom radu je data dužna pažnja i priznanje (3).

S razumijevanjem negativne strane zračenja postupno se počela uvoditi zaštita za pacijente i radiološko osoblje. U namjeri zaštite onih djelova organizma koji nisu trebali biti snimljeni te u skladu s razvojem različitih modaliteta za snimanje kreirani su paravani, pregače i štitnici za različite djelove tijela. Pored osobnih zaštitnih sredstava treba spomenuti kako su i RTG uređaji dobivali dijelove za sužavanje, filtriranje i usmjeravanje snopa RTG zraka, što je jednako doprinijelo smanjenju neželjenog ozračenja pacijenata i osoblja. Većina zaštitnih sredstava do današnjeg doba koristi olovo kao bazični materijal koji zaustavlja RTG zračenje.

#### 1.1.4. **RTG uređaji i receptori snimke**

Snimke načinjene uz pomoć primitivne opreme su bile nestandardizirane, grube i nejasne, ali i takve od velike pomoći u medicini, pogotovo kod bolesti i trauma kostiju. Zato se radiologija počela ubrzano razvijati, kako u definiranju različitih protokola za snimanja u raznim područjima medicine i u stomatologiji, tako i u razvoju RTG uređaja i receptora snimke.

Kod uređaja za proizvodnju zračenja konstantno su se razvijale katodne cijevi, ugrađivali dodaci za usmjeravanje, centriranje i filtriranje RTG zrake, kao i za fiksiranje pacijenata. Diferencirali su se i razvijali uređaji namijenjeni različitim pretragama, istraživali su se novi materijali i elementi za konstrukciju itd. Svi ovi naponi išli su ka tome da se dobije što kvalitetniji snop zračenja koji bi optimalno prikazao područje od interesa u ljudskom organizmu a da pritom isti ozrači u što manjem obimu.



Slika 3. Dentalni RTG uređaj "Rekord" iz 1905.; Proizvođač Reiniger, Gebbert i Schall (Prethodnik Siemens).

Izvor: *Société française d'histoire de l'art dentaire* (SFHAD francusko društvo za povijest stomatologije)

Na Slici 3 prikazan je prvi tvornički proizveden dentalni RTG uređaj. Katodna cijev je bila djelomično zaštićena olovom, a visokonaponska žica izložena. Izlazna snaga: 10 mA i napon 60 kV.

S razvojem uređaja je postalo jasno da i kvaliteta receptora doprinosi kvaliteti snimke, a time i smanjenju intenziteta zračenja potrebnog za optimalnu snimku. Ipak, kod receptora snimke se, do izuma elektronskog pojačala, i dalje radilo o fotografskoj obradi snimljenog materijala u dijagnostičke svrhe, osim u slučaju dijagnostičkog promatranja organizma "u živo" (fluoroskopija). Tako su se i receptori počeli razvijati u kvaliteti, od staklenih ploča preko foto-papira do celuloidnog filma i specijalnih radioloških filmova za različite dijagnostičke namjene. U zlatnom dobu analogne radiografije, odnosno u drugoj polovini dvadesetog stoljeća, postojalo je mnogo vrsta radioloških filmova koji su se razlikovali po formatima, broju foto-slojeva, osjetljivosti, kromatskoj zaštiti itd. Crni fotografski zaštitni papir zamijenile su kasete u koje su se



filmovi umetali, a same kasete su dobijale luminiscentne folije za pojačanje svjetlosnog efekta atenuiranih RTG zraka. Postupak razvijanja slika prešao je put od ručnog razvijanja, fiksiranja i sušenja praćenog štopericom do strojeva za automatsko razvijanje s valjcima i tankovima. Naravno, samo razvijanje filmova je zahtijevalo i uređivanje posebnih prostorija, tzv tamnih komora unutar radioloških odjela (1). Dodatni trošak je bila redovita nabava velikih količina kemikalija za razvijanje, a dodatni napor čišćenje i održavanje kompliciranog sustava za razvijanje. Na svome vrhuncu, analogna radiografija je isporučivala snimke zadovoljavajuće dijagnostičke kvalitete, na koju su utjecali brojni čimbenici, poput kakvoće upotrijebljenog materijala (uređaj, film, kemikalije...) te znanje i vještina zdravstvenih profesionalaca koji su u direktnom kontaktu s pacijentima te snimke svakodnevno proizvodili. Riječ je o ljudima čiji se naziv struke odnosno zvanja mijenjao kroz povijest, da bi se zadnjih godina ustalio naziv Radiološka tehnologija, odnosno Radiološki tehnolog kao pojam osobe koja je zadužena za upravljanje uređajima za medicinsko snimanje i odgovorna za kvalitetu snimljenog slikovnog materijala.

#### 1.1.5. **Digitalizacija**

Put prema digitalizaciji radiološke snimke trasiran je izumom elektronskog pojačala koje je omogućilo razvoj različitih digitalnih dijagnostičkih tehnika i prijenos slike na velike udaljenosti (1). Elektronsko pojačalo je uskoro u potpunosti zamijenilo fluoroskopske zaslone u dijagnostici morfologije i funkcije unutarnjih organa i organskih sustava poput abdominalnih organa, srca, pluća, vaskularnog sustava itd.

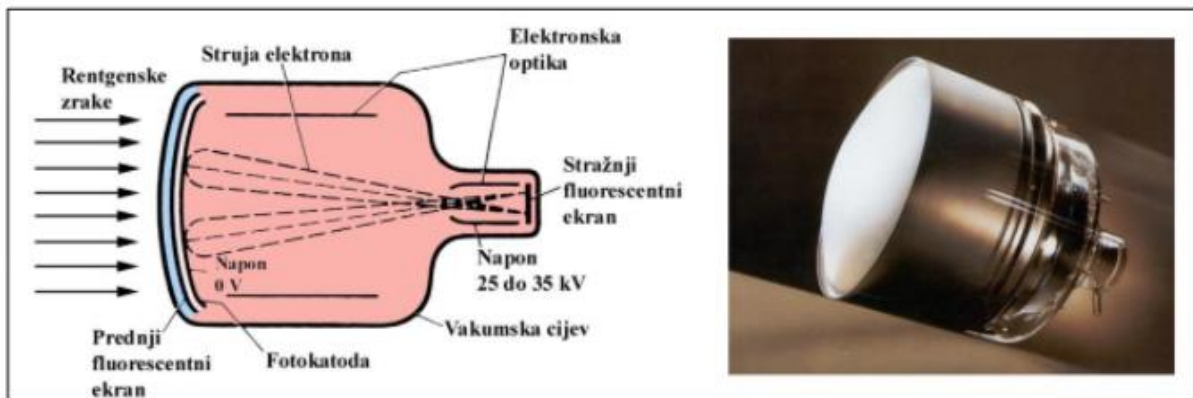
#### 1.1.6. **Fluoroskopija**

Prosvjetljivanje ili fluoroskopija se zasniva na svojstvu nekih kristala poput cinkova sulfida ili kalcijeva volframata da pod utjecajem direktnog RTG zračenja svjetlucaju (fluoresciraju) i to intenzitetom u skladu s jačinom upadne zrake. Pojednostavljeno, energetski jača zraka daje više svjetla, a slabija manje, pa će ona zraka koja je prošla kroz gušće tkivo ili kost dati tamniji prikaz nego druga koja je prošla kroz rjeđe tkivo ili zrak. Na taj način se, zbog različite gustoće građevnih tkiva različitih organa, kosti, šupljina ili krvotoka, na zaslonu s fluorescentnim premazom u realnom vremenu prikazuje izgled unutarnjih organa s prikazom njihove funkcije npr. gutanje, disanje, rad srca itd.

Fluoroskopija se radila u potpuno mračnim sobama, na način da bi radiolog prvo morao neko vrijeme priviknuti svoje oči boraveći u potpuno mračnoj prostoriji, a potom bi tek mogao pregledavati pacijenta na fluorescentnom zaslonu. Između radiologa i pacijenta stajao je zaslon koji bi svjetlucao pod djelovanjem rtg zraka koje su prolazeći kroz pacijenta ocrtavale njegove organe na zaslonu, a iza pacijenta je bila rtg cijev koja je te zrake proizvodila i usmjeravala prema pacijentu, zaslonu i radiologu. Iako su vješti radiolozi ovom pretragom mogli doći do vrijednih dijagnostičkih podataka, ipak je tu stalno bio prisutan problem dugog trajanja ekspozicije, a time i ogromnih doza zračenja za pacijente i osoblje, te vrlo ograničene mogućnosti bilježenja, obrade i čuvanja snimki za kasnije očitavanje (1).

#### 1.1.7. **Elektronsko pojačalo**

Klasično elektronsko pojačalo je uređaj koji rtg zrake nejednoliko oslabljene prolaskom kroz snimani dio tijela pretvara u svjetlosne, te pojačava toliko (i do 5000x) da nastalu sliku možemo snimiti foto ili TV kamerom te pregledavati na monitoru, prilagođavati kontrast i svjetlinu i sl. (1). To je zapravo staklena ili metalna vakuumska cijev oblika široke boce s ispupčenim dnom, duga cca 50 cm (Slika 4). Na strani “dna boce” se nalazi prednji (primarni) fluorescentni ekran građen od tanke aluminijske ploče na kojoj se s unutarnje strane nalazi fluorescentni premaz od cezij-jodida ili cezij-jodid-natrija. Odmah uz fluorescentni sloj se nalazi i fotokatoda građena od cezija i antimona. Na suprotnom kraju, odnosno na vrhu “grla boce” je smješten stražnji (sekundarni) fluorescentni ekran, mnogo manji od primarnog, građen od ultra tanke aluminijske pločice koja na sebi ima fluorescentni premaz od kristalića kadmij-sulfid-srebra. Unutar vakuumske cijevi između primarnog i sekundarnog ekrana stoje elektronske leće koje su zadužene za usmjeravanje struje elektrona od primarnog prema sekundarnom zaslonu. Napon na primarnom zaslonu je 0 kV, a na sekundarnom 25 - 35 kV, i ta razlika je ono što ubrzava elektrone.

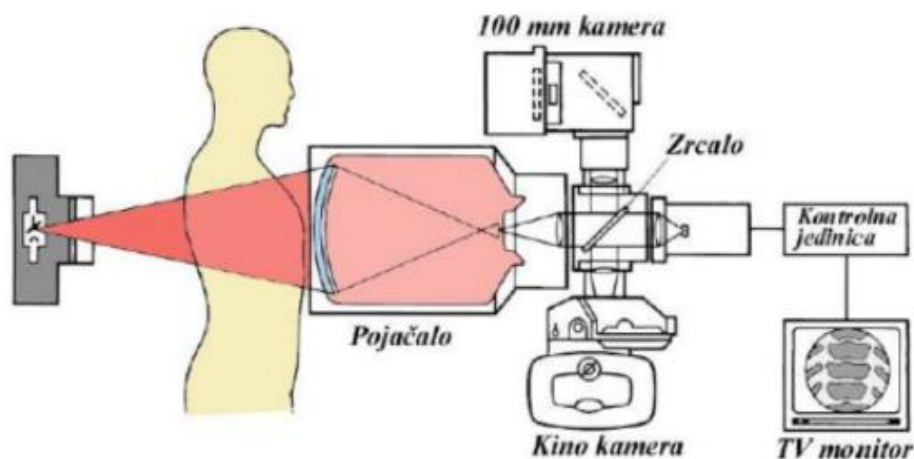


Slika 4. Elektronsko pojačalo

Izvor: Janković S, Mihanović F, urednici. Radiološki uređaji i oprema u radiologiji, radioterapiji i nuklearnoj medicini. Split. Sveučilište u Splitu; 2015. Str.91

Princip djelovanja pojačala je takav da atenuirane rtg zrake udare u primarni ekran, te na fluorescentnom sloju izazovu svjetlucanje u intenzitetu proporcionalnom jačini zrake na određenom mjestu. Ovo svjetlucanje onda na foto-katodi procesom fotoemisije izbije elektrone čija količina opet ovisi o jačini svjetlucanja. Izbijeni elektroni usmjeravani elektronskom optikom zbog razlike napona polete prema sekundarnom zaslonu, i udare na njegovu vrlo malu površinu. Konačno, srazom ubrzanih elektrona i fluorescentnog sloja na sekundarnom ekranu ponovno se javlja fluorescencija i tako nastane slika koja je znatno svjetlija i obrnuta od one na primarnom, i ta se slika može povećati, snimiti ili projicirati (1).

Elektronsko pojačalo kao receptor slike je bilo spojeno na TV lanac koji je uključivao dvije kamere i monitor (Slika 5).



Slika 5. Tv lanac

Izvor: Janković S, Mihanović F, urednici. Radiološki uređaji i oprema u radiologiji, n radioterapiji i nuklearnoj medicini. Split. Sveučilište u Splitu; 2015. str 93.

Pojačani analogni signal, odnosno RTG slika, omogućio je mnoga poboljšanja u pretragama, od kojih su najbitniji smanjenje potrebnog intenziteta zračenja, skraćenje trajanja istog i premještanje radnog mjesta radiologa s pozicije direktno ispred zaslona, odnosno u smjeru snopa rtg zračenja, na poziciju ispred monitora koji je na drugom mjestu. Sada više nije bilo potrebno dugotrajno privikavanje očiju radiologa na mrak dijagnostičke sobe ni dugotrajno ozračivanje pacijenta kao kod direktne fluoroskopije. Doza zračenja se značajno smanjila, što je donijelo brojne benefite kako za pacijenta, tako i za radiološko osoblje. Ujedno, zahvaljujući TV lancu, po prvi put se funkcijska pretraga mogla i snimiti, snimka se mogla zaustaviti i obraditi, pojačati kontrast, a pojedini dijelovi su se mogli povećati ili razviti na filmu, i sve to se moglo raditi izvan same zone zračenja, u susjednoj prostoriji. Omogućeno je promatranje pretrage većem broju osoba za potrebe učenja ili stručne konzultacije. Uskoro su elektronska pojačala postala nezamjenjiva u gradnji uređaja za dijaskopiju, kardio i angio dijagnostiku, intervencijsku radiologiju itd. Kada je na elektronsko pojačalo umjesto sekundarnog zaslona ugrađena visokorezolucijska CCD kamera, nastalo je digitalno elektronsko pojačalo (1).

## 1.2. DIGITALNI RECEPTORI SNIMKE

S napretkom u razvoju tehnologije receptora slike u vidu izuma i primjene elektronskog pojačala, postalo je jasno da postoje brojni razlozi za zamjenu do tada sveprisutnog radiološkog filma digitalnim verzijama receptora. Snimanje na film iziskivalo je velike, nepraktične i nefunkcionalne arhive, film se mogao oštetiti, snimka se nije se mogla obraditi nakon snimanja (eng. *Post-Processing*), pa se snimanje, odnosno ozračivanje pacijenta, moralo ponavljati; nadalje probleme su predstavljali i visoka cijena filma, uređaja i kemikalija za razvijanje, zagađenje okoliša itd. (1). Digitalni receptori slike su se počeli razvijati s idejom rješavanja navedenih problema te umanjivanja poteškoća i pojednostavljenja postupka. Kao rezultat, sada u radiološkoj upotrebi imamo cijelu paletu digitalnih receptora snimke, koji se razlikuju po tehnologiji izrade, obliku, veličini i karakteristikama, a sve u vezi s specifičnim načinima primjene u raznim modalitetima radioloških postupaka.

Digitalni receptori snimke mogu se po principu prihvata odnosno nastajanja slike podijeliti na CR (Kompjuterizirana radiografija, eng. *Computerised Radiography*) i DR (Digitalna radiografija, eng. *Digital Radiography*) receptore.

### 1.2.1. CR receptori

CR receptori imaju još neke nazive i kratice, npr. Digitalna luminiscentna radiografija (DLR, eng. *Digital Luminiscent Radiography*) i Fotostimulirajući fosfor (PSP, eng. *PhotoStimulated Phosphor*). Kod njih se radiološka snimka umjesto na film snima na fosforni medij, zatim se ta analogna snimka očitava u analogno/digitalnom pretvaraču (eng. *A/D Converter; ADC*) koji se uobičajeno naziva digitalizator i kao digitalna šalje u računalo na daljnju obradu. Fosforne ploče su po formatima i obliku istovjetne klasičnim kazetama za radiološki film ili pakiranjima dentalnog filma, s time što su, za razliku od filma koji je jednokratna, one medij za dugotrajnu uporabu. U dentalnoj radiografiji se koriste za intraoralno i ekstraoralno snimanje. PSP ima osnovu od poliestera obloženu emulzijom kristalnog halida koja pohranjuje primljeno X-zračenje u obliku energije. Kristalna emulzija se sastoji od spoja barijevog fluorohalida aktiviranog europijem. Kada se PSP skenira helij-neonskim laserskim snopom, energija pohranjena u tim kristalima se oslobađa u obliku plave fluorescentne svjetlosti. Emitirana svjetlost se hvata i pojačava fotomultiplikatorskom cijevi, a zatim pretvara u digitalne podatke (4). Nakon očitavanja u digitalizatoru PSP se regenerira, odnosno

briše se postojeća snimka kako bi se ploča pripremila za slijedeću. S vremenom upotrebe odnosno brojem načinjenih snimaka se smanjuje sposobnost fosfornog fotosloja za prijem RTG snimke. Fosforne ploče se mogu upotrijebiti više stotina puta, nakon čega ih treba zamijeniti (1).

### 1.2.2. DR receptori

Prema načinu konstrukcije možemo razlikovati linearne i plošne digitalne receptore. Plošni se koriste kod standardnog snimanja širokim RTG snopom i kratkom ekspozicijom, kao što je npr. introralno snimanje zubi. Linearni se receptori koriste u skenirajućem načinu snimanja uskim RTG snopom i produženom ekspozicijom, kao npr. panoramsko snimanje čeljusti ili funkcijsko snimanje temporomandibularnih zglobova (4). Cefalometrijske snimke se mogu raditi na linearnim (skeniranje) ili na plošnim receptorima, ovisno o izvedbi uređaja. Digitalnu radiografiju dijelimo još na direktnu i indirektnu.

### 1.2.3. Direktna digitalna radiografija

Ovi su receptori sačinjeni od poluvodiča (selen, gadolinij...) i njihova je karakteristika to što odmah pretvaraju dobiveni analogni signal (atenuiranu rtg zraku) u digitalni i šalju je u računalo bez posredovanja svjetla. Većina ravnih FD receptora (ravni detektor, eng. *Flat Detector*) spada u ovu grupu.

### 1.2.4. Indirektna digitalna radiografija

Receptori koji spadaju u ovu grupu sadrže scintilacijski sloj koji upadnu RTG zraku pretvaraju prvo u svjetlost koju zatim receptor pretvara u digitalni signal. Materijali koji se u njima koriste su većinom silicij i cezij-jodid. CCD (eng. *Charge-Coupled Device*) i CMOS (eng. *Complementary Metal-Oxide Semiconductor*) senzori kao i jedan dio FD receptora spadaju u indirektnu digitalnu radiografiju.

U ovome radu biti će detaljnije opisani i uspoređeni CCD i CMOS receptori slike prema nekoliko kriterija od kojih je najbitniji kvaliteta snimke.

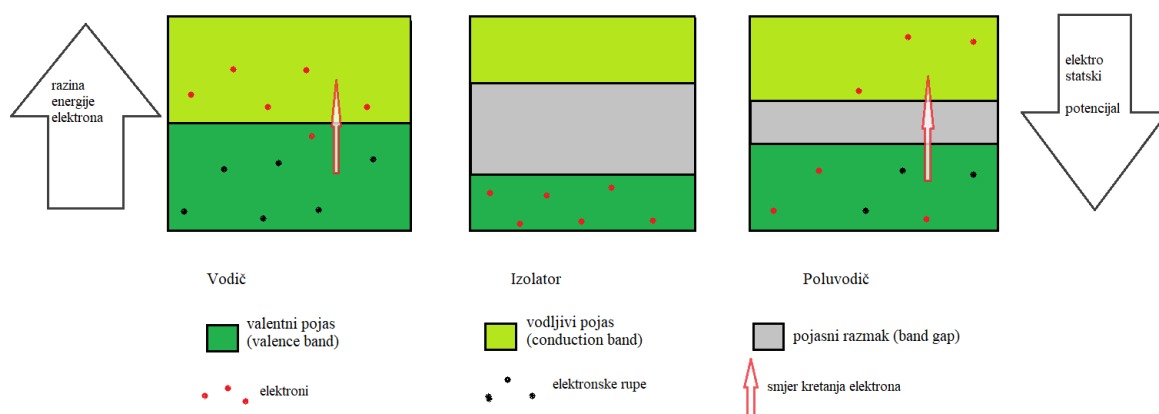
## 1.3. POLUVODIČI

Materijali se, prema vodljivosti električne struje mogu podijeliti u tri skupine: Vodiči su oni koji neometano propuštaju protok slobodnih elektrona - najbliži primjeri su metali kao željezo, bakar, srebro, zlato i aluminij.

Izolatori su materijali koji ne propuštaju protok elektrona, poput ulja, stakla, gume i keramike.

Poluvodiči propuštaju elektrone samo pod određenim uvjetima, za što je potrebna obrada materijala i određeni način upotrebe. Dobre podloge za poluvodiče su materijali poput silicija i germanija.

Ovakvo različito ponašanje materijala se najbolje može objasniti razlikom u “pojasnom razmaku” (eng. *Band Gap*), a to je zapravo energetska udaljenost između valentnog i vodljivog pojasa u materijalu, unutar koje slobodni elektroni ne mogu postojati. Kod vodiča pojasni razmak ne postoji pa elektroni lako prelaze, a kod izolatora je velik pa elektroni ne mogu prijeći tu barijeru (Slika 6). Kod poluvodiča pojasni razmak postoji, ali je manji nego u izolatora i primjenom višeg napona struje se dio slobodnih elektrona može dovoljno pobuditi da tu barijeru preskoči. Kontrola tijeka elektrona i elektronskih rupa se postiže industrijskom obradom materijala, tj. dodavanjem “nečistoća” u elementarni silicij ili germanij (5).



Slika 6. Vodiči, izolatori i poluvodiči

Damir Mihalec, prema izvoru: Tokyo Electron Limited: Nanotec Museum [Internet] <https://www.tel.com/museum/exhibition/principle/semiconductor.html>

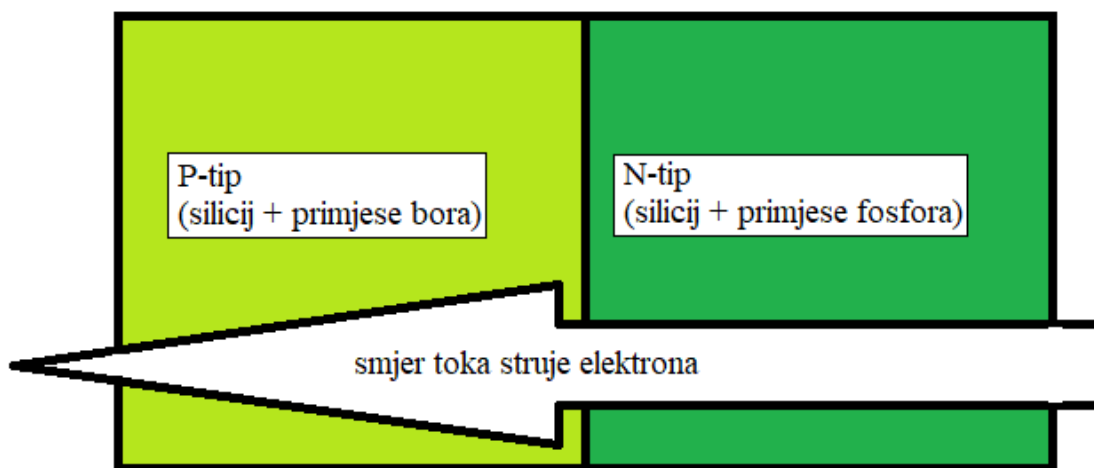
### 1.3.1. N-tip i P-tip poluvodiča

Kristali čistog silicija ili germanija imaju svojstva slična izolatorima, te će vrlo teško, ili neće nikako, provoditi električnu struju ako se na nju priključe. Razlog tome je njihova gusta kristalna rešetka koja svoje elektrone čvrsto drži na mjestu i ne dozvoljava im kretanje. Kada se u te čiste elemente umiješa vrlo mala količina primjese, odnosno

drugog elementa poput fosfora ili bora, to oslobodi neke elektrone i tada ovi kristali dobiju svojstva nalik na vodiče, odnosno postaju poluvodiči.

Poluvodiči koji sadrže male količine fosfora proizvode višak elektrona, pa se nazivaju N-tipom poluvodiča, gdje “N” označava negativno. Oni pak koji sadrže bor proizvode manjak elektrona (“elektronske rupe”) i nazivaju se P-tip, gdje je “P” oznaka za pozitivno. Kod P-tipa, umjesto elektrona, elektronske rupe služe kao nosači naboja, ponašajući se kao tijek pozitivno nabijenih elektrona. Kada se spoje N-tip i P-tip dobijemo P-N diodu koja ima svojstvo ispravljača, odnosno propušta ili zaustavlja protok električne struje ovisno o smjeru električnog polja koje u tome trenu na nju djeluje. Kako je N-tip onaj koji proizvodi višak elektrona, a P-tip je pozitivan, odnosno ima manjak elektrona, logično je zaključiti kako struja elektrona može ići samo u smjeru od N prema P, dok se u suprotnom smjeru tijek struje zaustavlja (Slika 7) (5).

### P-N dioda



Slika 7. P-N dioda

Damir Mihalec, prema izvoru: Tokyo Electron Limited: Nanotec Museum [Internet]  
<https://www.tel.com/museum/exhibition/principle/semiconductor.html>

### 1.3.2. Tranzistori

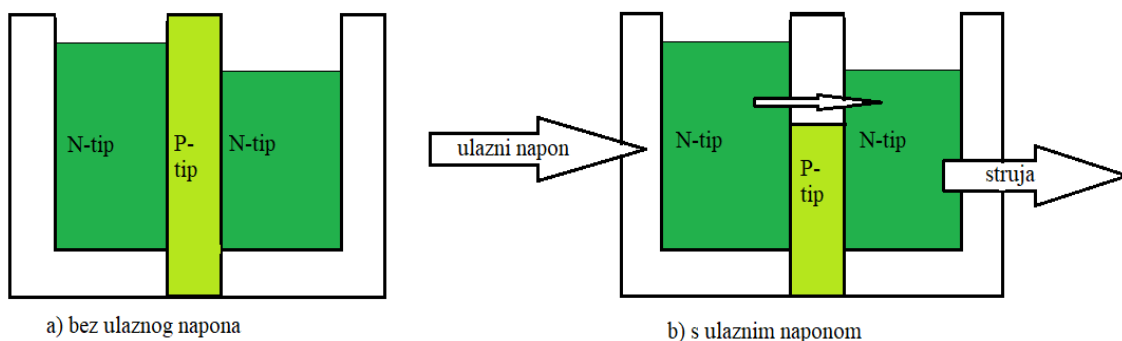
Tranzistori su uređaji sastavljeni od poluvodičkih elemenata, a služe kao prekidači i pojačivači toka struje. Riječ tranzistor je sastavljena od riječi *transfer* i *resistor* (eng. prijenos i otpor). Nakon što je otkriveno ispravljačko svojstvo poluvodiča, njihov razvoj je krenuo u smjeru pojačavanja električnih signala za telegraf i telefon. Prvi MOS



tranzistor (*Metal Oxide Semiconductor*) izradili su 1960.g. D. Kahng i M.M. Atalla u laboratoriju tvrtke Bell.

Tranzistor se sastoji od dva područja N-tipa odvojena jednim područjem ("zidom") P-tipa. Kada se na ulazu primijeni napon, vrh područja P-tipa postaje provodljiv i dozvoljava protok elektrona između dva područja N-tipa. Na taj način se signal pojačava, a snaga izlaznog signala se može regulirati kontrolom napona na ulazu. (Slika 8) (5).

Nekada se samo skupina od 14 elemenata iz periodnog sustava smatrala poluvodičima, a stvarno su se u tu svrhu koristili isključivo germanij i silicij. Kako su s vremenom napredovale studije o složenim i organskim poluvodičima, tako se i definicija poluvodiča promijenila te sada uključuje sve vrste poluvodičkih materijala, a ne samo jednu određenu skupinu elemenata.



Slika 8. Funkcija tranzistora

Damir Mihalec, prema izvoru: Tokyo Electron Limited: Nanotec Museum [Internet]  
<https://www.tel.com/museum/exhibition/principle/semiconductor.html>

Poluvodiči se u današnje vrijeme definiraju kao tvari sa svojstvom električne vodljivosti koja se može dobro kontrolirati na više načina. Drugačije rečeno, bilo koji materijal koji se može koristiti kao tranzistor je poluvodič.

Relativno nedavno su u kategoriju poluvodiča uključene ugljikove nanocijevi koje je otkrio dr. S. Iijima, i vodljivi polimeri za koje je dr. H. Shiarakawa sa svojim timom dobio Nobelovu nagradu za kemiju. Primjene ovih poluvodičkih materijala proučavaju vodeći istraživači širom svijeta (5).

Poluvodiči na bazi silicija su osnovni materijal od kojeg se izrađuju digitalni receptori, jer im njihove karakteristike provođenja električnih impulsa omogućuju pretvaranje analognog signala u digitalne jedinice. Analogni signal je RTG zraka

odnosno zraka svjetlosti u foto-tehnologiji, a medij koji taj analogni signal pretvara u digitalnu sliku i šalje je u računalo je digitalni receptor .

## 1.4. RAVNI DETEKTORI

Uvođenje ravnih detektora, koji se često označavaju kraticom FD (eng. Flat Detector), u radiološku tehnologiju predstavlja konačni prijelaz sa analognog na potpuno digitalno snimanje. Ovaj proces je započeo u proteklih petnaestak godina te se i dalje širom svijeta odvija dinamikom koju određuju razni parametri, a prvenstveno ekonomski uvjeti i s njima povezana razina zdravstvenog sustava svake pojedine zemlje. Razlozi za prijelaz na digitalno snimanje su brojni, a najvažniji su konstantno poboljšanje radiološke snimke, smanjenje doze zračenja za pacijenta te pojednostavljenje i ubrzanje procesa snimanja. Osnovni uvjet za uvođenje sustava za snimanje s ravnim detektorom jest da dobivena snimka bude jednake ili veće kvalitete od sustava sa filmom ili zaslonom. Digitalna radiografija ravnim detektorima se naziva još i direktna digitalna radiografija i označava se kraticama DR ili DDR (eng. *Digital Radiography* i *Direct Digital Radiography*) (1).

### 1.4.1. CCD tehnologija

*Charge-Coupled Device* (CCD), je naziv za sve digitalne senzore/detektore infracrvenih, svjetlosnih, ultraljubičastih ili RTG zraka načinjene ovom tehnologijom. Drugim riječima to je elektronički sklop koji detektira fotone različitih razina energije, od kojih su u radiografiji najbitnije one u rasponu od cca 10 do 150 keV, što su energetske razine RTG zraka koje se koriste u medicinskoj dijagnostici. Riječ je o integriranom krugu sastavljenom od povezanih ili uparenih poluvodičkih elemenata (kondenzatora), osjetljivih na svjetlo ili RTG zračenje, građenih najčešće na bazi silicija. Kada na njih djeluje svjetlo ili zračenje oni stvaraju električne naboje koji su proporcionalni intenzitetu upadnog svjetla ili RTG zračenja, predaju ih susjednom kondenzatoru po određenom redu, i zatim se kroz zajednički redak za očitavanje (eng. *Readout Row*) (Slika 11), koji se nalazi na kraju kolumne piksela okomit na istu, ti podaci šalju u računalo kao digitalna slika (6).

Izmišljeni su sedamdesetih godina prošlog stoljeća i od tada su se nametnuli kao najčešće korišteni, kako u digitalnim i video kamerama, uređajima za promatranje u astronomiji i fotomikrografiji tako i u velikom broju drugih uređaja za široku upotrebu. Isto tako, zbog kvalitete slike koju pružaju, CCD fotodetektori su pronašli svoje mjesto i u radiološkoj tehnologiji. Relativno su jednostavne izvedbe, daju kvalitetne snimke te imaju neka ograničenja u smislu gradnje većih jedinica i cijene (1,7).

CCD detektori se dijele na tri osnovna oblika:

Točkasti - samo jedan detektor koji se složenim mehaničkim sustavom pomiče po površini koju treba skenirati. Nije u širokoj upotrebi.

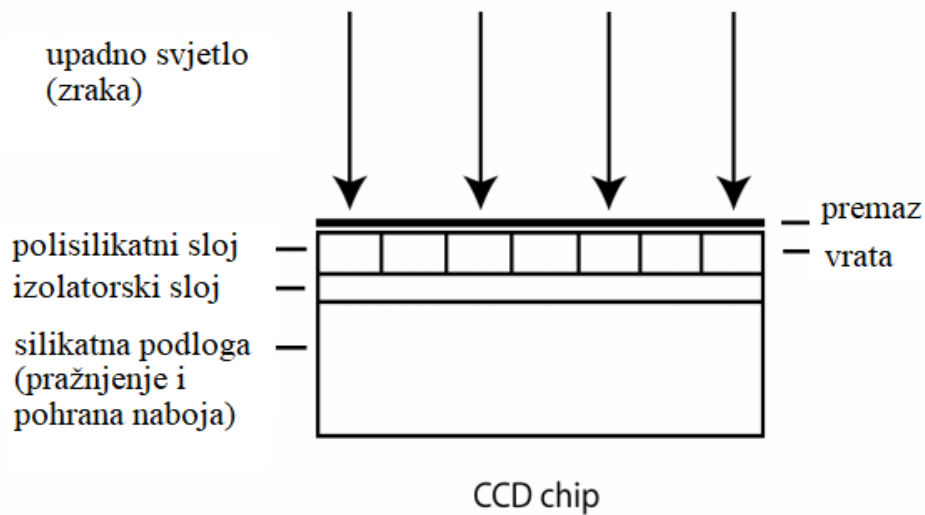
Linijski - niz detektora povezanih linearno; najčešće se koristi u stolnim skenerima.

Plošni ili površinski- sastoji se od matrice fotodetektora poredanih u stupce i redove. Broj tih detektora (x,y) je ono što određuje prostornu rezoluciju koja je opet bitan čimbenik u stupnju kvalitete radiološke slike. Ovi se detektori najčešće koriste u već spomenute svrhe (1).

U radiološkom smislu CCD detektori spadaju u neizravne digitalne detektore, jer se za dobivanje digitalne slike prvo treba dogoditi pretvorba upadne RTG zrake u svjetlost koja se potom pretvara u elektrone. To se postiže ugradnjom scintilacijskog sloja koji stvara svjetlosnu sliku proporcionalnu intenzitetu upadne atenuirane RTG zrake.

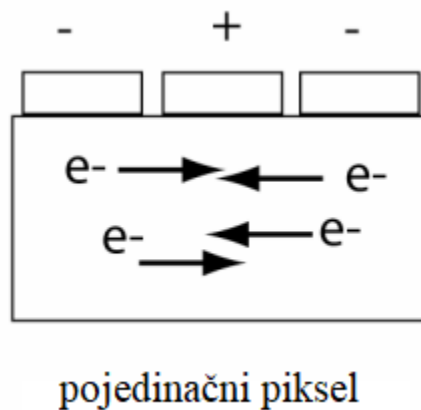
U polisilikatnom sloju se nalaze vrata (eng. *gates*) koja su u osnovi pojedinačni pikseli. Međusloj koji je građen od silicij dioksida služi kao izolator, a u podlozi koja se sastoji od amornog silicija se nalaze zone za pražnjenje i pohranu naboja (Slika 9).

Atenuirana RTG zraka u scintilacijskom kristalu izbija elektrone koji pri povratku na niži elektronski nivo oslobađaju elektromagnetni val energije svjetla. Stvoreni fotoni tada fiberoptičkim vlaknima ili sustavom usmjeravajućih leća putuju na CCD senzor te zatim kao digitalni signal odlaze u radnu stanicu (1).



Slika 9. Shema građe CCD čipa

Damir Mihalec, prema izvoru: Yester M. CCD digital radiographic detectors. ppt, pdf. University of Alabama at Birmingham



pojedinačni piksel

Slika 10. Jedan piksel

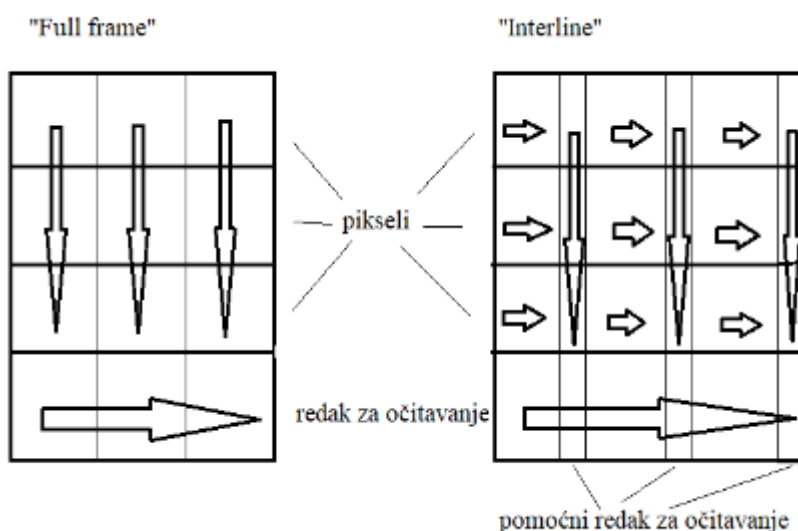
Damir Mihalec, prema izvoru: Yester M. CCD digital radiographic detectors. ppt, pdf. University of Alabama at Birmingham

Kako je prikazano u Slici 10, svaki piksel ima tri elektrode. U CCD tehnologiji se naboji za pretvorbu ili očitavanje prenose na način “vatrogasnog lanca” (eng. *bucket brigade*) (7), odnosno od jednog do drugog susjednog piksela i na kraju stupca zajedničkim vodom putuju prema radnoj stanici.

### 1.4.2. Veličina i građa ccd detektora

Veličina pojedinačnih CCD senzora utječe na kvalitetu slike i ograničena je na maksimalno 5x5 cm (7), pa je za detektorske jedinice većih površina potrebno koristiti više njih. Ovo ograničenje veličine postoji zato što je izrada većih CCD senzora skuplja, a i povećava se "šum" (eng. *noise*) koji negativno utječe na kvalitetu slike. Šum je pojava koja nastaje kod pretvaranja analognog u digitalni signal i nastoji se smanjiti gradnjom sustava sa što većim "fill-factorom" (odjeljak 1.4.2.1.) koji je u suvremenim DR sustavima dosiže razinu između 50 i 100 %. Spajanjem senzora, između njih nastaju praznine (eng. *gap*) koje se premošćuju digitalno.

Prema načinu očitavanja postoje dva načina izrade CCD čipova (Slika 11):



Slika 11. Dva načina izrade CCD čipa

Damir Mihalec, prema izvoru: Yester M. CCD digital radiographic detectors. ppt, pdf. University of Alabama at Birmingham

„Full frame“ (Slika 11 lijevo) pikseli su poredani u matricu x,y i svi se odjednom očitavaju preko retka za očitavanje, odnosno cijela slika izlazi jedinstvena u računalo. Kompletna površina čipa se koristi za pretvorbu svjetla u digitalni signal i Fill factor je 100%. Ova arhitektura čipa je jednostavnija i češće se koristi u općim radioškim aplikacijama. Snimke sadrže najviše informacija, najbolji omjer signal/šum (eng. SNR – *Signal to Noise Ratio*), pikseli su veliki s odličnim kapacitetom pohrane naboja, a mana im je to što zbog sporosti prijenosa može doći do artefakata poput „cvjetanja“ (odjeljak 1.4.2.2.) ili zamućivanja snimke.

„Interline“ (Slika 11 desno) način gradnje znači da su između kolumni piksela dodani pomoćni retci za očitavanje putem kojih se naboji iz piksela prebacuju zajednički redak, te slika očitava dio po dio u zadatim kratkim vremenskim razmacima. Ovakvim načinom se postiže manje opterećenje na susjedne piksele, a slika se prenosi brže i sigurnije jer se preveniraju pogreške senzora zbog pojave „cvjetanja“. Isto tako, zbog specifične izrade čipa se ne može koristiti cijela njegova površina i fill factor je manji od 100%, što utječe na rezoluciju slike (7).

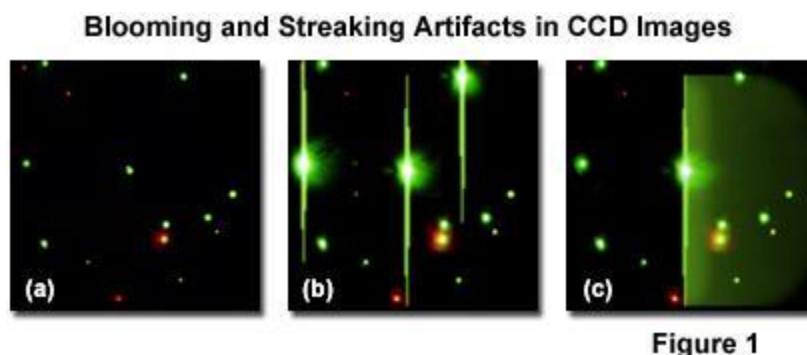
#### 1.4.2.1. Fill factor

Kvocijent ispune (eng. *Fill factor*) je omjer površine fotoosjetljivog dijela detektora i ukupne površine detektora

$$Fill\ factor = (photosensitive\ area\ of\ detector\ element / total\ area\ of\ detector\ element) \times 100 \quad (8)$$

#### 1.4.2.2. Cvjetanje

Svaki piksel ima određenu dubinu, odnosno zadati kapacitet elektronskih naboja koji može primiti. Ako ulazna količina naboja premaši taj kapacitet, elektroni će se „preliti“ po susjednim pikselima, što rezultira pojavom „cvjetanja“ (eng. *blooming*) slike. To se prepoznaje po jarko svijetlim djelovima slike u kojima je rezolucija jako smanjena ili je nema (Slika 12). Uz to što „cvjeta“, svjetlosni artefakti se još i pružaju pravocrtno (eng. *streaking*) zbog načina izrade samog čipa. Podsjetimo se, čipovi između kojih se prelijeva višak naboja su poredani jedan iza drugog.

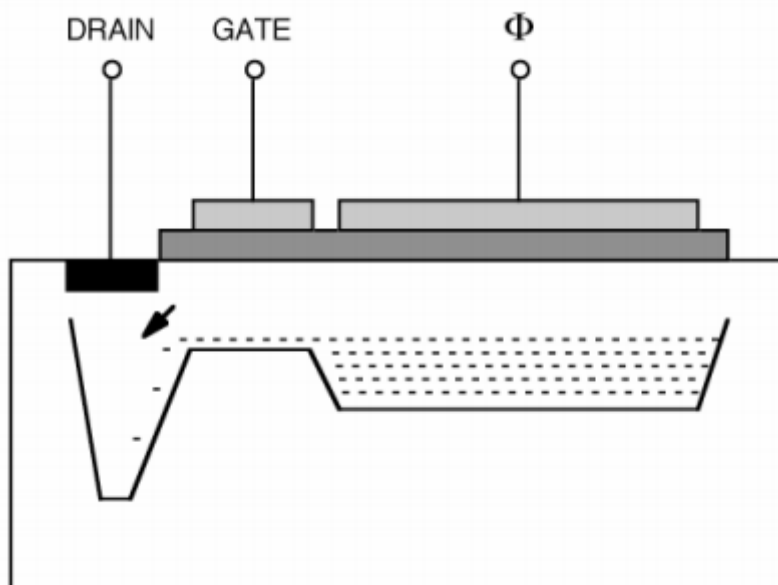


Slika 12. „blooming“ i „streaking“,

izvor: Hamamatsu. X-ray detector handbook, pdf.

[https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/e09\\_handbook\\_xray\\_detectors.pdf](https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/e09_handbook_xray_detectors.pdf)

Iz ovog razloga se čipovi dizajniraju tako da kapacitet bude dovoljan za očekivanu količinu naboja, a u neke se ugrađuje i tzv. preljevni odvod (eng. *overflow drain*) kako bi se uklonio višak naboja (Slika 13). To poskupljuje izradu i smanjuje fill factor, jer se dio površine čipa umjesto za pretvorbu signala koristi za pohranu viška naboja.



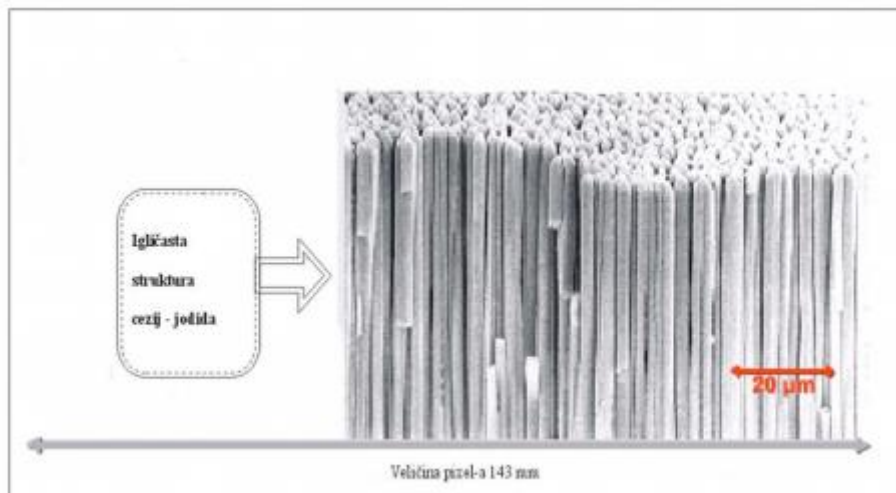
Slika 13. „overflow drain“

Izvor: Yester M. CCD digital radiographic detectors, ppt. University of Alabama at Birmingham.

### 1.4.3. Bitni djelovi i značajke CCD detektora

Scintilator – kristalni poluvodič koji apsorbira upadnu rtg zraku i pretvara je u spektar svjetla. Moraju ga imati svi indirektni digitalni detektori i o njemu ovisi koja će se količina zračenja transformirati. Najčešće se koristi cezij jodid (CsI), koji zbog svoje igličaste kristalne strukture ovaj zadatak obavlja bez rasipanja ili širenja signala (Slika 14).



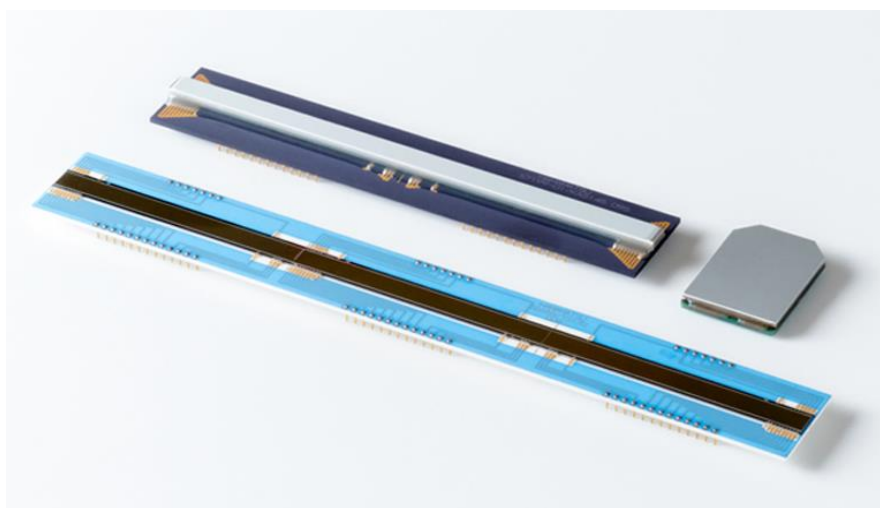


Slika 14. Mikroskopski prikaz strukture Cezijeva jodida i veličine jednog piksela;

Izvor: Janković S, Mihanović F, urednici. Radiološki uređaji i oprema u radiologiji, radioterapiji i nuklearnoj medicini. Split. Sveučilište u Splitu; 2015., str 102.

Prijenos sjetlosnog signala – ovo je jedan od ključnih djelova procesa, jer se sva količina svjetla mora prenijeti bez rasipanja i slabljenja. Za ovo se koristi sustav usmjeravajućih leća ili, u novije vrijeme, fiberoptička vlakna.

Slika 15 prikazuje nekoliko različitih detektora koji se ugrađuju u uređaje za dentalnu radiografiju jednog od renomiranih proizvođača medicinske elektronike (9).



Slika 15. Primjerci linearnih i plošnih CCD, CMOS i NMOS senzora

Izvor: <http://www.hamamatsu.com/eu/en/product/optical-sensors/x-ray-sensor/x-ray-image-sensor.html>

#### 1.4.4. CMOS tehnologija

CMOS je kratica za *Complementary Metal-Oxide Semiconductor*, što u prijevodu s engleskog jezika znači komplementarni metal-oksidni poluvodič. Riječ je o elektroničkom sklopu u koji se ugrađuju P-tip i N-tip poluvodiča (poglavlje 1.3. Poluvodiči) koji se u svojoj funkciji nadopunjuju, pa odatle i riječ komplementarni odnosno nadopunjujući. U sadašnjem vremenu je ova tehnologija dominantna u dizajniranju mikroprocesora, mikro kontrolnih čipova te RAM i ROM memorija. Sklopovi s CMOS tehnologijom su vrlo široko rasprostranjeni; koriste se u izradi računalnih memorija, centralnih procesnih jedinica, uređaja za snimanje slike, senzora različitih namjena i, naravno, u proizvodnji suvremenih radiografskih uređaja. Iako je izumljena otprilike u isto vrijeme kad i CCD, CMOS tehnologija dugo je bila zapostavljena zbog lošije slike i kompliciranije izvedbe. Razvoj tehnologije u proizvodnji mikroelemenata učinio je uređaje koji koriste CMOS dostupnijim po cijeni i konkurentnim po kvaliteti snimanja u usporedbi s CCD uređajima. Dentalna radiografija je područje koje u sve većoj mjeri koristi uređaje s ugrađenim CMOS detektorima zbog povoljne cijene uređaja i zadovoljavajuće kvalitete snimke. CMOS se koristi kako za intraoralne detektore, tako i za detektore za ortopantomogram, telerendgen i CBCT snimanja.

CMOS je, kao i CCD, indirektni digitalni receptor slike što znači da najprije pretvara rtg zraku u svjetlo, a zatim svjetlo u digitalni signal. U tu svrhu se sastoji od scintilatora, fotodiode i integriranog kruga (10). Za razliku od CCD-a, CMOS-ov piksel pomoću vlastitog integriranog analogno/digitalnog pretvarača svjetlosnu snimku dobivenu sa scintilatora pretvara u digitalni signal.

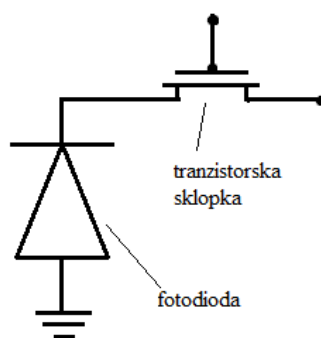
Najvažnija prednost CMOS-a iznad sličnih tehnologija, npr. nMOS ili BIPOLAR tranzistora, je značajno manje statičko rasipanje snage, što omogućuje ugradnju puno većeg broja CMOS ulaza u integrirane krugove (IC- eng. *Integrated Circle*), a to opet rezultira značajno boljim performansama uređaja (11).

Kada govorimo o radiološkom snimanju, glavna razlika između senzora načinjenih CMOS tehnologijom i CCD senzora koji se koriste za istu namjenu je ta što CMOS senzori imaju ugrađeno svoje posebno pojačalo, a to omogućuje da se podaci sa svih piksela obrade u istom momentu. Pasivni senzori imaju jedno pojačalo, a aktivni u svakom pikselu po jedno. To znači da CMOS senzori imaju veću brzinu u spremanju

podataka i samim tim omogućuju snimanje više slika po jedinici vremena. Isto tako CMOS senzori imaju i manju potrošnju energije, manja ograničenja u izradi senzora većih površina, bolju rezoluciju i bolji omjer signal/šum (1). S druge strane, ovakav kompliciraniji koncept izgradnje elektroničkog sklopa, odnosno ugradnja pojačala svakom pojedinom pikselu, limitira fotosenzitivnu površinu više nego kod drugih vrsta detektora (10).

#### 1.4.5. CMOS sa pasivnim i aktivnim pikselima

Postoje dvije vrste CMOS detektora: s pasivnim ili s aktivnim pikselima.



Slika 16. Jednostavan shematski prikaz jednog piksela u CMOS detektoru s pasivnim pikselima;

Damir Mihalec, prema izvoru: Sveučilište u Zagrebu, Fakultet elektrotehnike i računarstva. MK\_CCD\_BW.pdf, skripta.

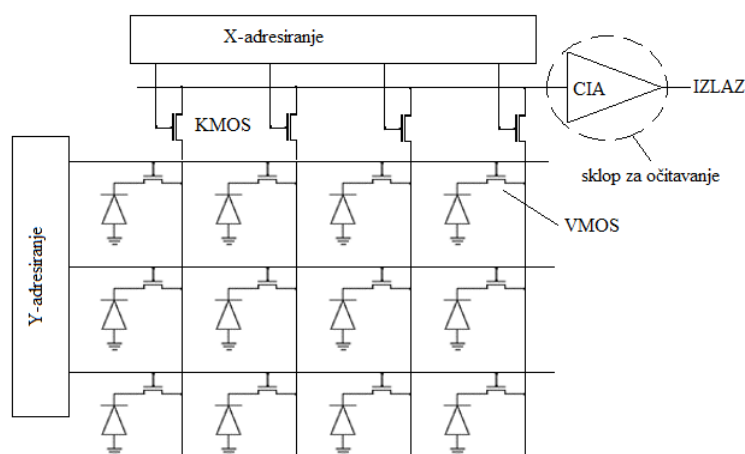
[https://www.fer.unizg.hr/download/repository/MK\\_CCD\\_BW.pdf](https://www.fer.unizg.hr/download/repository/MK_CCD_BW.pdf)

CMOS detektor s pasivnim pikselima (eng. *PPS - Passive Pixel Sensor*) se sastoji od piksela koji se očitavaju bez pojačavanja signala, već se navedeno pojačanje događa na izlazu senzora. Pikseli se sastoje od fotodiode i MOSFET tranzistora (eng. *Metal Oxyde Semiconductor Field-Effect Transistor*) (Slika 16).

Kod CMOS PPS detektora pikseli su složeni u jednostavnu dvodimezionalnu površinu i svaki se piksel adresira pomoću detektora redaka i stupaca (X;Y) (Slika 17). Nakon ekspozicije RTG zrakama i pojave svjetla izazvanog scintilacijom, nastalo svjetlo fotoelektričnim efektom u pikselima generira električne naboje. Naboji se zatim skladište u kondenzatoru, tranzistorska sklopka (Slika 16) se otvara i naboji se šalju prema kraju kolumne piksela, na pojačalo/integrator naboja (eng. *Charge Integrator Amplifier – CIA*) (Slika 17). Ovaj slijed događaja rezultira izlaznim digitalnim signalom čiji je napon proporcionalan ulaznim nabojima na pojačalu. Pikselima koji nisu osvijetljeni/ozračeni teče „tamna struja“\*, koja se isto tako pojavljuje i u svim pikselima

nakon što se „isprazne“, odnosno nakon što naboji nastali iz fotoelektričnog efekta prijeđu u CIA tranzistor; ova pojava označava početak novog kruga nastanka signala (10). CMOS PPS detektor se smatra prethodnikom CMOS APS (eng. *active pixel sensor*) jer je stvoren u vrijeme kada zbog ograničenih mogućnosti industrijske ugradnje mikroskopskih elektronskih elemenata (mikrolitografija) još nije bila moguća izrada piksela s pojačalima.

\*Tamna struja (eng. *dark current*) je slaba struja koja postoji u fotoelektričnim sklopovima u trenutku kada ti sklopovi nisu pod utjecajem svjetla ili rtg zračenja, odnosno kada ne stvaraju elektronske naboje. Nastaje kao nuspojava stvaranja elektrona i elektronskih rupa u području iscrpljivanja i kretanjem elektrona uzrokovanim toplinom samog poluvodiča.



Slika 17. Shematski prikaz arhitekture CMOS detektora s pasivnim pikselima

Damir Mihalec, prema izvoru: Grgat J, Matijaš T. Comparison of different radiographic image receptors. Department of health sciences University of Split. Literature review article. Radiological journal 1/2021.

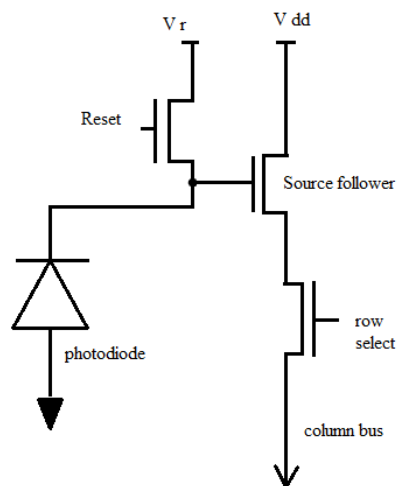
CMOS APS detektori s aktivnim pikselima se od “pasivnih“ razlikuju po tome što su pojačala ugrađena u svaki pojedini piksel. Ovakvim formiranjem sklopa su se ispravila neka od ograničenja od starijih CMOS PPS, kao npr. sporost očitavanja i šum, te su se postigle veće brzine primitka i prijenosa signala, povećala se osjetljivost, ali i vanjske dimenzije detektora (10). U CMOS APS svaki piksel sadrži fotodiodu i tri tranzistora (Slika 18):

Reset tranzistor

RS -Row select tranzistor

SF -Source follower

Kad je reset tranzistor otvoren, referentni napon dolazi na fotodiodu, zatim bude očitani i memorirani na sklopu za uzorkovanje u dva “primjerka”, odnosno u povezanom dvostrukom uzorkovanju (eng. *CDS -Correlated Double Sampling*). Funkcija CDS se koristi za neutralizaciju šuma matrice (eng. *FPN - Fixed Pattern Noise*) koji nastaje pri izlaganju detektora RTG zračenju. Naboj se prikuplja na fotodiodi zatim se šalje na pojačivač, odnosno SF tranzistor, a vrijeme trajanja toga procesa određuje Reset tranzistor. Nakon svega RS tranzistor očitava napon na način da dozira napon prema osvijetljenosti piksela, odnosno da struji jarko osvijetljenih piksela daje niži, a struji zamagljenih viši napon (10,12).



Slika 18. Shematski prikaz jednog piksela u CMOS detektorima s aktivnim pikselima

Damir Mihalec, prema izvoru: Grgat J, Matijaš T. Comparison of different radiographic image receptors Department of health sciences University of Split. Literature review article. Radiological journal 1/2021.

## **2. CILJ**

Cilj ovog istraživanja je usporediti dvije vrste digitalnih receptora slike s obzirom na njihove tehnološke karakteristike odnosno građu.

Svrha ovoga istraživanja je proizvođačima dentalne RTG opreme, radiološkim tehnolozima i liječnicima specijalistima dentalne medicine ponuditi odgovor na dilemu koja je tehnologija izrade digitalnih receptora optimalnija u smislu kvalitete slike i, dodatno, veličine doze zračenja.

### **2.1. HIPOTEZA**

Postavljena je polazna hipoteza kako nema značajne razlike u kvaliteti snimke s obzirom na vrstu upotrijebljenog digitalnog receptora, te kako postojeće razlike u rezoluciji, cijeni, potrebnoj dozi zračenja ili konstrukciji, iako mogu biti značajne pri individualnom odabiru uređaja, nisu presudne u generalnoj ocjeni kvalitete snimke koju daju.

### **3. IZVORI PODATAKA I METODE**

#### **3.1. PRETRAŽIVANJE LITERATURE**

Kako bi se pronašli svi dostupni stručni članci relevantni za istraživanje, sustavna pretraga literature provedena je od travnja do kolovoza 2021. godine. Izbor je pao na pretragu bibliografskih baza za koje je logično pretpostaviti da sadrže članke vezane uz CCD i CMOS tehnologiju u biomedicini i zdravstvu: MEDLINE/Pubmed i BIR/DMFR (*British institute of radiology/Dentomaxillofacial radiology*).

S ciljem nalaženja relevantnih studija/članaka, bazu MEDLINE pretraživana je uz kombiniranje kontroliranog rječnika i ključnih riječi te uz upotrebu sljedeće sintakse: (CCD AND CMOS). Za prilagođenu strategiju pretraživanja koristili su se sljedeći pojmovi: comparison, image quality, dose, uz upotrebu Booleovih operatora AND i OR.

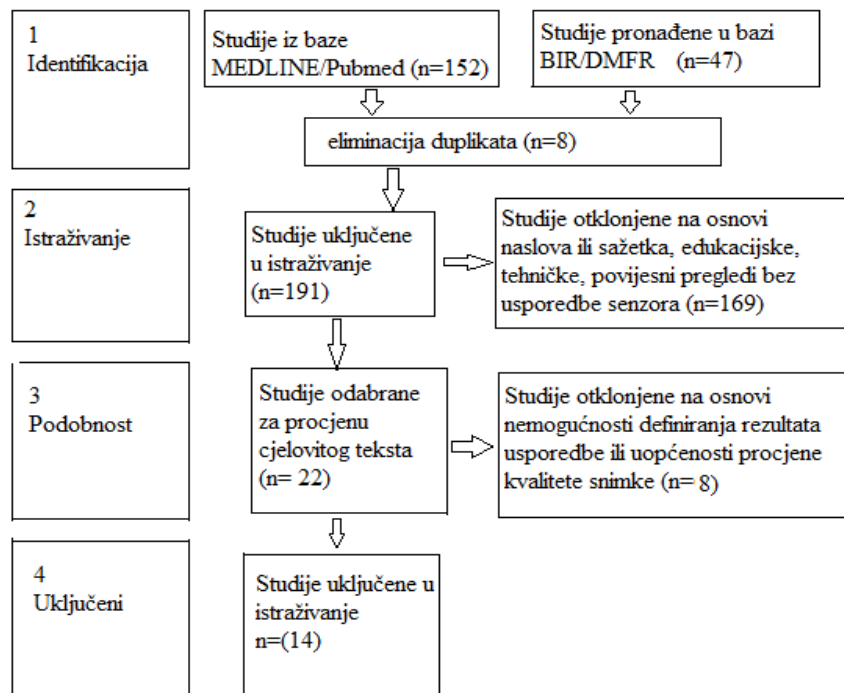
#### **3.2. UKLJUČUJUĆI I ISKLJUČUJUĆI KRITERIJI**

Prilikom pregleda i odabira relevantnih članaka koristili su se sljedeći kriteriji isključenja: članci koji obrađuju samo CCD ili samo CMOS; članci koji uspoređuju jedan ili oba digitalna receptora s drugom vrstom slikovnog medija poput filma ili PSP-a ali ne i međusobno; članci koji spominju CCD i CMOS u smislu povijesnog, tehnološkog ili edukacijskog pregleda ali bez usporedbi.

Uključujući kriteriji bile su studije s usporedbom najmanje po jednog CCD i CMOS senzora, opis na temelju subjektivne procjene najmanje dva stručna ocjenjivača kvalitete snimke, podaci o prostornoj i kontrastnoj rezoluciji, te brojevi podaci o ekspoziciji. Uključene su komparativne studije od 2000. do 2020. godine.

#### **3.3. IZBOR STUDIJA**

Odabir studija koje će biti uključene u istraživanje odvijao se prema PRISMA protokolu na Slici 19 Nakon pregleda te eliminacije ili odabira studija temeljem prethodno definiranih uključujućih i isključujućih kriterija prišlo se procjeni teksta i izdvajanju podataka.



Slika 19., Protokol odabira radova

Izvor: Damir Mihalec

Na obje navedene baze ukupno je pronađeno 199, točnije 152 na MEDLINE/PubMed i 47 na BIR/DMFR, članaka u kojima se spominju jedna ili obje vrste senzora. Nakon isključenja materijala koji nisu mogli doprinijeti testiranju hipoteze, odbrano je 22 rada, a nakon prvog čitanja cjelovitih tekstova isključeno je još 8 radova koji nisu imali definirane rezultate usporedbe CCD i CMOS tehnologija. Preostalih 14 radova su uključeni u ovo istraživanje kao referentne studije.



### **3.4. REFERENTNE STUDIJE**

#### **3.4.1. Usporedba CMOS i CCD intraoralnih detektora prema subjektivnoj ocjeni kvalitete snimke; Kitagawa H i sur. (2003.)**

Riječ je o komparativnoj studiji u kojoj se uspoređuju dva intraoralna detektora istog proizvođača (Schick Technologies, Long Island City, SAD), tj Shick CDR detektor baziran na CCD tehnologiji s novijim Shick CDR CMOS detektorom (13). Oba detektora prenose sliku putem kabela, veličine su No. 2, s aktivnom površinom 36.0 mm x 25.6 mm i kvadratnim pikselom dimenzije 40 mikrona. Objekt snimanja je bio formalinski preparat maksile uz pripadajuće meko tkivo, isti za sve snimke.

Električni uvjeti generatora: 70kVp, 8mA uz distancu izvor-detektor od 38 cm. Trajanje ekspozicije je od 0,05 – 0,40 s, podijeljeno u 12 koraka. Dobivene snimke su selektirane u dva stupnja; prvo su izabrane po tri općenito najbolje ocijenjene ekspozicije za svaki detektor. Izabrane snimke su stavljene slučajnim redoslijedom u panele po 6 komada i ponavljale su se deset puta, a nakon toga se izabrala po jedna najbolje ocijenjena snimka za svaki detektor i u drugom ocjenjivanju jednakim prikazom snimki dobila se brojka od 90 ocjena na osnovi koje su se izveli rezultati istraživanja.

Devet promatrača je u jednakim uvjetima na istom monitoru nezavisno jedan od drugog ocjenjivalo dijagnostičku kvalitetu snimki prema sedam različitih točki ocjene: proksimalni zubni karies, gingivalna meka tkiva, kortikalna kost, prostor korijenskih kanala, apeksi korijena, prostor periodontalnog ligamenta i vrh endoskopskog instrumenta. Ocjene su rangirane na slijedeći način: 0=dijagnostički nedostatna, 1=dijagnostički dostatna, 2=dijagnostički izvrsna. Značajna razlika u kvaliteti snimki je nađena u točkama „kortikalna kost“ i „apeksi korijena“ gdje je CMOS pokazao bolje performanse, i u točki „prostor korijenskih kanala“, gdje je bolji bio CCD (Slika 20).

Feature	Score	CCD	CMOS
1. Proximal dental caries	0: Poor	12 (13.3%)	10 (11.1%)
	1: Acceptable	43 (47.8%)	40 (44.4%)
	2: Excellent	35 (38.9%)	40 (44.4%)
	1 + 2	78 (86.7%)*	80 (88.9%)*
2. Gingival soft tissues	0: Poor	89 (98.9%)**	90 (100%)**
	1: Acceptable	1 (1.1%)	0 (0%)
	2: Excellent	0 (0%)	0 (0%)
	1 + 2	1 (1.1%)	0 (0%)
3. Cortical bone	0: Poor	48 (53.3%)**	31 (34.4%)
	1: Acceptable	8 (8.9%)	35 (38.9%)
	2: Excellent	34 (37.8%)	24 (26.7%)
	1 + 2	42 (46.7%)	59 (65.6%)*
4. Root canal space	0: Poor	7 (7.8%)	12 (13.3%)
	1: Acceptable	36 (40.0%)	36 (40.0%)
	2: Excellent	47 (52.2%)	12 (13.3%)
	1 + 2	83 (92.2%)*	48 (53.3%)*
5. Root apices	0: Poor	21 (23.3%)	4 (4.4%)
	1: Acceptable	49 (54.4%)	33 (36.7%)
	2: Excellent	20 (22.2%)	53 (58.9%)
	1 + 2	69 (76.7%)*	86 (95.6%)*
6. Periodontal ligament space	0: Poor	20 (22.2%)	19 (21.1%)
	1: Acceptable	40 (44.4%)	42 (46.7%)
	2: Excellent	30 (33.3%)	29 (32.2%)
	1 + 2	70 (77.8%)*	71 (78.9%)*
7. Endodontic instrument tip clarity	0: Poor	10 (11.1%)	3 (3.3%)
	1: Acceptable	29 (32.2%)	18 (20.0%)
	2: Excellent	51 (56.7%)	69 (76.7%)
	1 + 2	80 (88.9%)*	87 (96.7%)*

\*zbroj dostatnih i izvrsnih ocjena >50%; \*\*zbroj nedostatnih ocjena > 50%

Slika 20. Broj (postotak) ocjena snimki prema anatomskoj poziciji i vrsti detektora (13)

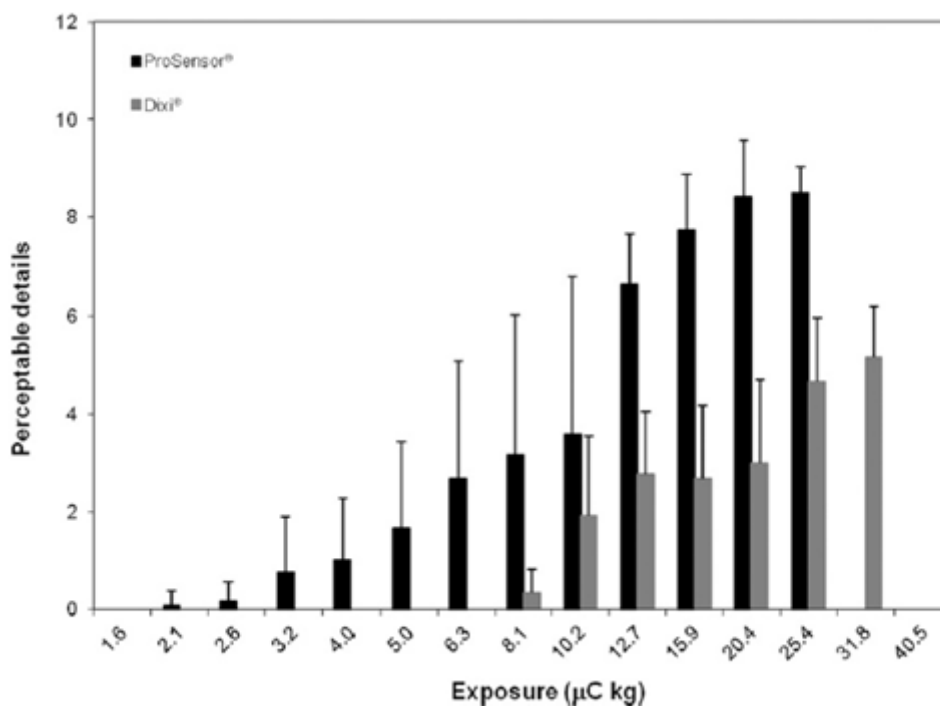
Izvor: Kitagawa H, Scheetz JP, Farman AG; Comparison of Complementary Metal-Oxyde Semiconductor and Charge-Coupled Device intraoral X-ray detectors using subjective image quality; School of Dentistry, The University of Louisville, Louisville, Kentucky, USA; Dentomaxillofacial Radiology (2003) 32, 408–411; <http://dmfr.birjournals.org>

Ako zbrojimo ocjene „dostatna“ i „izvrсна“ vidimo da ih ima prosječno za CCD 60,43 od 90 ili 67,14%, a za CMOS 61,57 ili 68,41%. Kombinirajući sve ocjene svih promatrača za sve točke ocjenjivanja dolazi se do gotovo jednakih brojeva nedostatnih, dostatnih i izvrsnih ocjena snimki načinjenih CMOS i CCD senzorom, te je zaključak da ne postoji značajna razlika u kvaliteti dijagnostičke snimke. Razmatrajući ostale razlike između CCD i CMOS autori navode općenito bolju kvalitetu slike na CCD u usporedbi s CMOS-om, dok je CMOS u prednosti zbog manjih troškova proizvodnje, manje potrošnje energije tj. nije mu potreban poseban izvor napajanja kao CCD-u, i ne događa se cvjetanje slike (13).

### 3.4.2. Usporedba svojstava dva intraoralna senzora u perceptibilnosti pri niskom kontrastu; istraživanje; Shi X-Q i sur. (2013.)

Ovo istraživanje iz 2013. godine uspoređuje dva intraoralna detektora istog proizvođača (Planmeca Oy, Helsinki, FIN), noviji ProSensor (CMOS) i Dixi (CCD) u smislu razlike u kontrastu, odnosno perceptibilnosti detalja u ovisnosti o vrijednosti

doze zračenja (14). Testni objekt je bila aluminijska pločica dimenzija 25x25x10 mm, s urezanom pravokutnom tablicom od 16 jednakih kvadrata. U deset slučajno odabranih kvadrata su izbušene rupe promjera 1,8 mm, s dubinama od 0,03 do 0,3 mm u koracima od 0,03 mm sa standardnom devijacijom od 0,01 mm. Sva snimanja učinjena su s električnim postavkama generatora 66 kVp i 8mA, na fokus-objekt distanci od 25 cm. Učinjeno je po 14 radiograma testne pločice na svakom od ispitanih detektora, s promjenom trajanja ekspozicije od 0,12 do 0,32 s. Kako bi se izbjegla pogreška promatrača zbog prepoznavanja obrasca perforiranih polja, testna pločica se prije snimanja okretala slučajnim izborom u jedan od četiri moguća položaja. Dvanaest promatrača je na istom monitoru pod istim uvjetima osvjetljenja i udaljenosti nezavisno jedan od drugog promatralo 28 snimaka u slučajnom nizu, sa zadatkom da prebroje vidljive „lezije“ odnosno perforacije testne pločice na svakom od snimaka. Podaci dobiveni od promatrača koristili su se za konstrukciju krivulja percetibilnosti za svaki od senzora, a u Slici 21 je predstavljen omjer uočenih perforacija u odnosu na isporučenu dozu zračenja.



Slika 21. Grafički prikaz srednje vrijednosti uočenih detalja na testnom objektu (Y) u funkciji količine zračenja (X)

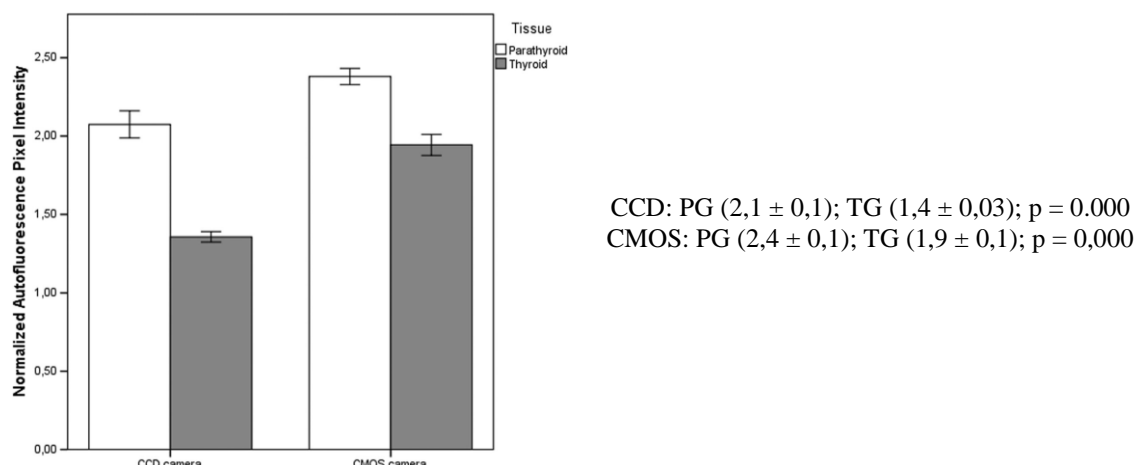
Izvor: Shi X-Q, Benchimol D, Nasstrom K; Comparison of psychophysical properties of two intraoral digital sensors on low-contrast perceptibility; research; Oral Facial Diagnostics and Surgery, Department of Dental Medicine, Karolinska Institutet, Huddinge, Sweden; Dentomaxillofacial Radiology (2013) 42, 20130249; <http://dmfr.birjournals.org>

CMOS u rasponu zračenja 2,1 -25,4  $\mu\text{C}/\text{kg}$  ima od 0,2 do 8,5 (od 10) uočena objekta što daje 43,5%, a CCD u rasponu od 8,1 - 31,8  $\mu\text{C}/\text{kg}$  ima od 0,4 do 5 uočenih objekata što daje 27% za radni raspon senzora. U području najbolje perceptibilnosti, odnosno u pet najdužih ekspozicija CCD ima prosječno oko 4/10 uočena objekta, dok CMOS u četiri najduže ekspozicije ima prosječno oko 7,5/10 uočenih objekata (Slika 21). Zaključeno je da je novi ProSensor (CMOS) imao signifikantno veći broj uočenih detalja kod svih vrijednosti ekspozicija od 1,6 do 25,4  $\mu\text{C}/\text{kg}$ , kada dolazi do saturacije. Kod senzora Dixi (CCD) se ne uočava ništa do 8,1  $\mu\text{C}/\text{kg}$ , na 31,8  $\mu\text{C}/\text{kg}$  ima maksimum, ali u svim ekspozicijama pokazuje značajno manju perceptibilnost od ProSensora, većinom ispod 50%. Konačni zaključak ove studije jest da je CMOS osjetljiviji za kontrastne detalje i ima širi raspon ekspozicija, te da bi upotreba CMOS-a mogla doprinijeti smanjenju doze zračenja pri intraoralnom snimanju (14).

### 3.4.3. Intraoperativno NIFI snimanje paratireoidnih žlijezda; usporedba prve i druge generacije tehnologije; Akbulut S i sur. (2020.)

Komparativna studija iz 2020.godine koja uspoređuje CCD i CMOS kamere koje se koriste za intra-operativno NIFI snimanje (eng.*Near-Infrared Imaging*) prilikom tireidektomije (THY), kada je potrebno što jasnije razgraničiti tkivo tiroidne (TG, eng. *Thyroid Gland*) odnosno paratireoidnih žlijezda (PG, eng. *Parathyroid Gland*), s ciljem ograničavanja slučajnog odstranjenja tkiva PG, odnosno što boljeg očuvanja funkcije PG nakon THY. NIFI se zasniva na autofluorescenciji (AF) žlijezdanog tkiva pobuđenog laserskom zrakom, a CCD ili CMOS kamere se koriste za snimanje svjetlosti nastale spomenutom autofluorescencijom (15).

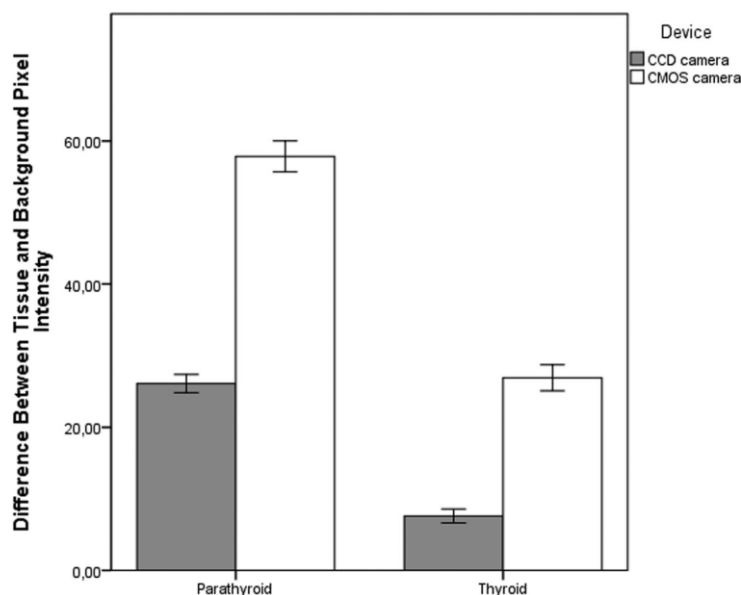
Pet iskusnih endokrinih kirurga provelo je ukupno 300 operacija odstranjivanja TG uz NIFI snimanje; 200 pod kontrolom CCD kamere a 100 uz pomoć CMOS kamere. Procjenjivana je podudarnost između vizualizacije tkiva od strane operatera i NIFI snimke. Prisutnost bez namjere odstranjenog tkiva PG je utvrđivana post-operativnim patohistološkim preragama, na čijim je rezultatima temeljena ocjena učinkovitosti dviju kamera u otkrivanju tkiva PG i kvaliteti AF (Slika 22).



Slika 22. Grafički prikaz srednje vrijednosti (± SEM) intenziteta piksela autofluorescencije za tkivo PG u usporedbi s tkivom TG otkriveno CCD ili CMOS kamerom za NIFI;

Izvor: Akbulut S, Erten O, Gokceimam M, at all; Intraoperative near infrared imaging of parathyroid glands: A comparison of first and second generation technologies; J Surg Oncol. 2020;1–6.

<https://doi.org/10.1002/jso.26336>.



Razlika između PG i i okoline: CCD ( $26,1 \pm 1,3$ ) naspram CMOS ( $57,8 \pm 2,2$ ),  $p = 0,000$

Razlika između TG i okoline: CCD ( $7,6 \pm 1,0$ ) naspram CMOS ( $26,9 \pm 1,8$ ),  $p = 0,000$

Slika 23. Grafički prikaz srednje vrijednosti ( $\pm$  SEM) razlike u intenzitetu piksela AF između tkiva PG i tkiva u okolini naspram tkiva TG i tkiva u okolini snimljena CCD i CMOS kamerom;

Izvor: Akbulut S, Erten O, Gokceimam M, et al; Intraoperative near infrared imaging of parathyroid glands: A comparison of first and second generation technologies; J Surg Oncol. 2020;1–6.

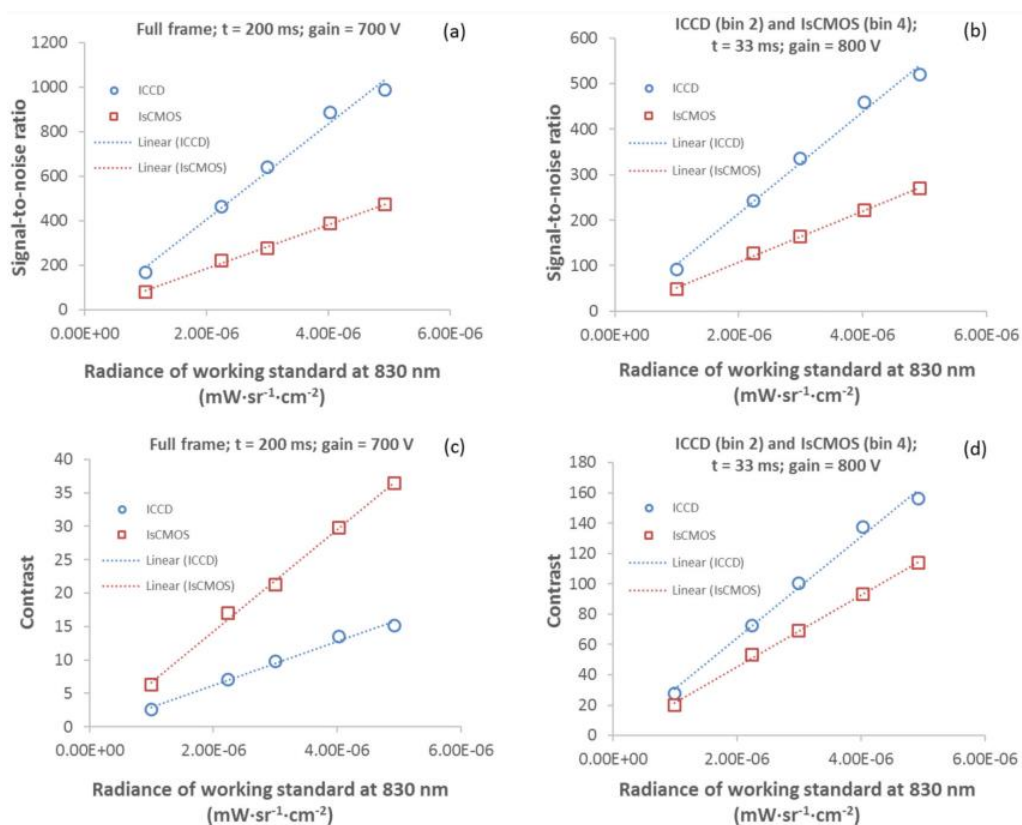
<https://doi.org/10.1002/jso.26336>.

Rezultati su pokazali kako su oba modaliteta prikazala jači AF signal za PG nego za TG (Slika 23). Iako nema statističke razlike, zbog svoje veće osjetljivosti na svjetlo CMOS kamera pokazuje općenito nešto bolju rezoluciju i bolju kontrastnu distinkciju žlijezdanog tkiva od okolice. CCD kamera otkrila je 96%, a CMOS kamera 100% AF intraoperativno identificiranog tkiva PG. Nadalje, CMOS ima manje komponenti, niži utrošak energije, bolji SNR i brže očitavanje slika (FR-eng. *Frame Rate*). FR za CCD je u ovoj studiji bio 3-8, a za CMOS 25 FPS (eng. *Frame Per Second*). Zaključak je da nema bitnijih razlika, ali kirurški tim je preferirao CMOS kameru (15).

#### 3.4.4. Usporedba učinkovitosti uređaja za snimanje molekularne fluorescencije korištenjem sljedivih radnih standarda sa SI jedinicama zračenja; Zhu B i sur. (2016.)

NIRF (eng. near-infrared fluorescence) je dijagnostička metoda koja se zasniva na snimanju intenziteta svjetlosti koju producira tkivo u koje je aplicirana fluorescentna

boja (eng. *fluorescent dye, fluorophore, chromophore*) i koje svjetluca kad ga se pobudi laserskom zrakom (16). Tema studije bila je razvoj radnog standarda i uređaja koji služi za ispitivanje CCD i CMOS kamera za NIRF u smislu osjetljivosti, SNR i kontrasta. Kako do tada nije postojao standardni način ispitivanja ili komparacije NIRF kamera, cilj je bio razviti metodu za kalibraciju čvrstog sfernog fantoma čija bi se emisija zračenja mjerila u jedinicama SI sustava tj.  $\text{mW} \cdot \text{sr}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$  (mWatt/steradian/kvadratni cm).



Slika 24. Grafički prikaz rezultata u razlici SNR i kontrasta pri emisiji zračenja 830 nm ( $\text{mW} \cdot \text{sr}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$ );

Izvor: Zhu B, Rasmussen JC, Litorja M, Sevcik-Muraca EM; Determining the Performance of Fluorescence Molecular Imaging Devices using Traceable Working Standards with SI Units of Radiance; IEEE Trans Med Imaging. 2016 March ; 35(11): 802–811. doi:10.1109/TMI.2015.2496898.

Na Slici 24 vidi se kako je CCD pokazao bolji SNR a CMOS ima bolji kontrast (a) i (c), a kod „binning“ načina očitavanja prevagu u obje kategorije odnosi CCD (b) i (d). Nakon definiranja radnog standarda učinjena su ispitivanja NIRF kamera. Standardizirani fluorescentni signal iz fantoma je nakon filtriranja i optičkog pojačanja sniman ICCD (eng. *intensified Charge-Coupled Device*) kamerom s e2v CCD47-20

čipom s pozadinskim osvjetljenjem (Princeton Instruments, Trenton, SAD) i IsCMOS (eng. Intensified scientific Complementary Metal-Oxide Semiconductor) kamerom Zyla 5.5 sCMOS (ANDOR, Concord, SAD). Veličina piksela na CCD je bila  $13\ \mu\text{m} \times 13\ \mu\text{m}$ , a na CMOS  $6.5\ \mu\text{m} \times 6.5\ \mu\text{m}$ , pa su se u cilju dobijanja snimke za usporedbu okrupnjivala (eng. binning\*) po 2 piksela s CCD i po 4 piksela s CMOS kako bi se dobila efektivna veličina piksela  $26\ \mu\text{m} \times 26\ \mu\text{m}$  (16).

\*Binning je proces u kojem se izlazni signali nekoliko piksela kombiniraju ili okrupnjuju prije nego što se očitaju s čipa, čime se učinkovito stvaraju veći fotodatci. Tim postupkom se povećava osjetljivost i brzina očitavanja na račun prostorne rezolucije koja se smanjuje.

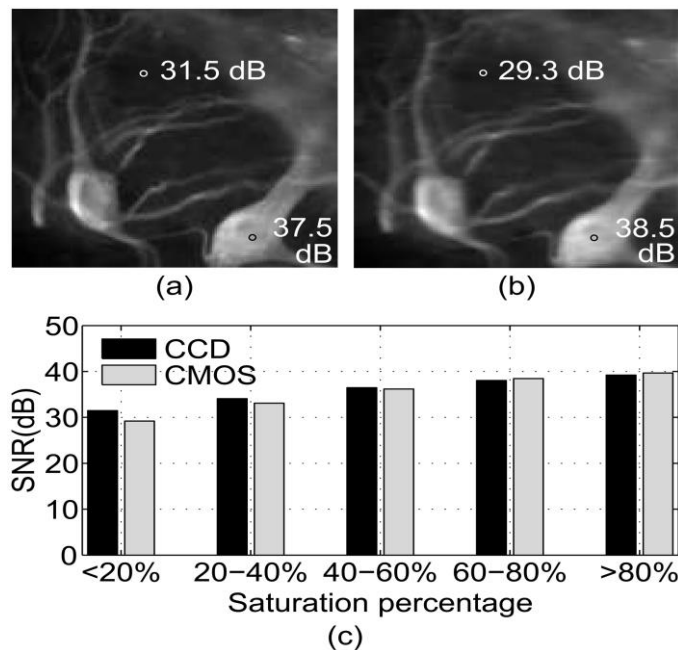
#### **3.4.5. CMOS In-Pixel CTIA detektor fluorescencije visoke osjetljivosti; Murari K i sur. (2011.)**

Studija opisuje razvoj i tehničke značajke novog mikro CMOS senzora namijenjenog snimanju moždane aktivnosti malih glodavaca u svrhu biomedicinskih istraživanja (17). Dotadašnji uređaji za tu namjenu su se bazirali većinom na CCD tehnologiji koja pruža bolju prostornu rezoluciju, osobito u uvjetima male količine svjetlosti dobivene fluorescencijom. Ograničavajući čimbenici za CCD su niska brzina očitavanja (FR) i komplicirana oprema za snimanje s optičkim kabelima, zbog čega su objekti istraživanja trebali biti sputani i nije bilo moguće istraživati njihov neuro-sustav u normalnom, nesputanom načinu ponašanja. Naprave za sputavanje životinja su jednako doprinosile ograničenju mogućnosti snimanja. Tim autora je, potaknut tehničkim i ponešto etičkim razlozima, osmislio i stvorio mali senzor namijenjen snimanju živčane aktivnosti glodavaca u uobičajenim obrascima ponašanja. Senzor se fiksira uz stražnji dio glave/kralježnicu glodavca, snima fluorescentne svjetlosne signale iz neurona obojenih fluorescentnim bojilom i signal prenosi bežično, te nema potrebe za sputavanjem ili promjenom uvjeta života promatranih jedinki.

Predstavljen je novi  $124 \times 132$  senzor visoke osjetljivosti, površine  $3 \times 3\ \text{mm}$ , proizveden u standardnom  $0,5\ \mu\text{m}$  CMOS procesu, s pikselom  $20,1\ \mu\text{m}$ , sposoban za snimanje fluorescencije jedne stanice/neurona na niskim razinama svjetla jednakim onima koje zahtijeva hlađena CCD kamera. Pikseli s 5 tranzistora imaju n-well/p-sub fotodiode i kapacitivno transimpedancijsko pojačalo (CTIA) za pojačanje signala i



smanjenje šuma. U novom senzoru CTIA pojačalo dijele samo nMOS tranzistori unutar piksela. Svaki stupac dijeli CTIA pMOS tranzistore.



Slika 25. Snimka neurona kralježnične moždine miša označenog fluorescentnom bojom;

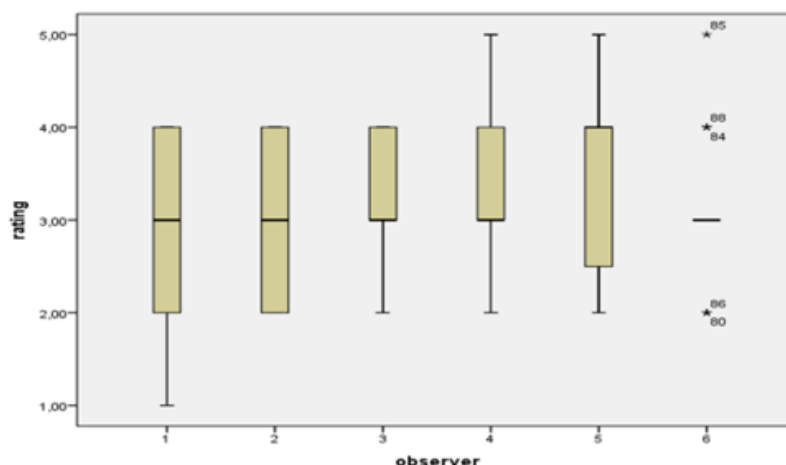
Izvor: Murari K, Etienne-Cummings R, Thakor N, Cauwenberghs G; A CMOS In-Pixel CTIA High Sensitivity Fluorescence Imager; IEEE Trans Biomed Circuits Syst. 2011 October ; 5(6): 449–458.

Neuron moždine miša na Slici 25 snimljen je: (a) hladnom CCD kamerom Qimaging Retiga EXi. ([www.qimaging.com/products/cameras/scientific](http://www.qimaging.com/products/cameras/scientific)); (b) CMOS slikovnim uređajem opisanim u ovoj studiji.

Vrijednosti dB na Slici 25 označavaju izmjerene SNR na označenim područjima. Grafički prikaz (c) prikazuje prosječni SNR za različite razine saturacije za oba senzora. Novi CMOS senzor je testiran u usporedbi sa CCD sustavom iste namjene. Kako su pikseli na CCD sustavu manji ( $6.45 \mu\text{m}$  naspram  $20.1 \mu\text{m}$ ), zbog poštenije usporedbe prostorne rezolucije učinjeno je okrupnjivanje (*binning*) piksela. Novi CMOS uređaj prikazao je usporedive vrijednosti glede prostorne rezolucije i razine SNR, osim u području tamnijeg dijela snimke (saturacija  $<40 \text{ dB}$ ) gdje je CCD imao značajno bolju rezoluciju zbog niskog udjela šuma i niske vrijednosti tamne struje. Novi CMOS je prikazao bolji FR i nižu potrošnju energije. Autori su mišljenja kako bi zbog malih dimenzija i mogućnosti primjene na glodavcima u budnom i nespontanom stanju opravdano mogao zamijeniti starije uređaje iste namjene (17).

### 3.4.6. Komparativna studija kvalitete dva intraoralna senzora; istraživanje; Aziman C i sur. (2019.)

Ovaj rad je imao za cilj procijeniti razliku kvalitete snimke dobijene upotrebom dvaju senzora istog proizvođača (18). U pitanju su ProSensor (CMOS) i Dixi (CCD) proizvođača Planmeca Oy, Helsinki, FIN; već spomenuti u opisu studije (14). Udaljenost između žarišta i objekta bila je oko 23 cm. Parametri ekspozicije su postavljeni na 66 kV i 8 mA za oba senzora, a vrijeme ekspozicije je prema preporuci proizvođača postavljeno za Dixi 0,16 s za bitewing premolara i 0,20 s za bitewing molara, odnosno za ProSensor 0,12 s i 0,16 s. Analizirana je kvaliteta snimke temeljem kriterija VGC (eng. *Visual Grading Characteristics*), od strane tima ocjenjivača koji se sastojao od tri stomatologa i tri specijalista radiologa. VGC analiza imala je pet referentnih točaka za ocjenu kontrastne rezolucije u sivoj skali: caklina, dentin, rub kosti, zrak i trabekule, zatim prostorna rezolucija sitnih detalja (lamina dura, pulpni kanali) i subjektivni doživljaj šuma (SNR). Svakim od senzora učinjeno je po 15 bitewing intraoralnih snimki na 5 pacijenata. Snimkama su odrezani rubovi kako se ne bi prepoznavale po specifičnom obliku pojedinog senzora, uparene su po poziciji/pacijentu slučajnim rasporedom, te je u prezentaciji ocjenjivana „desna“ u odnosu na „lijevu“. Zaključci su izvedeni iz zbroja ocjena (Slika 26).



X os: Promatrači 3, 4 i 5 su specijalisti radiolozi  
Y os predstavlja ocjene CCD senzora u odnosu na CMOS: 1-mnogo bolja; 2-malo bolja; 3-jednake; 4-malo lošija; 5-mnogo lošija

Slika 26. Usporedba ocjena kvalitete 6 promatrača;

Izvor: Aziman C, Halme KH, Shi X-Q; A comparative study on image quality of two digital intraoral sensors; research article; Dentomaxillofacial Radiology (2019) 48, 20190063; <http://dmfr.birjournals.org>.

<i>Test Result Variable(s)</i>	<i>Area</i>	<i>Std. Error<sup>a</sup></i>	<i>Asymptotic 95% Confidence Interval</i>	
			<i>Lower Bound</i>	<i>Upper Bound</i>
observer1	0.426	0.168	0.097	0.755
observer2	0.500	0.165	0.176	0.824
observer3a	0.685	0.142	0.406	0.964
observer4a	0.593	0.162	0.275	0.910
observer5a	0.685	0.143	0.406	0.965
observer6	0.426	0.163	0.106	0.746

<sup>a</sup>specialist in dentomaxillofacial radiology

Ocjene: < 0,5 – bolji je CCD; = 0,5 – jednaki su; > 0,5 – bolji je CMOS  
a – specijalisti radiolozi

Slika 27. Prikaz raspona ocjena 6 ocjenjivača sa prosječnom ocjenom svakog (area)

Izvor: Aziman C, Halme KH, Shi X-Q; A comparative study on image quality of two digitalintraoral sensors; research article; Dentomaxillofacial Radiology (2019) 48, 20190063; <http://dmfr.birjournals.org>.

Iz obrađenih rezultata (Slika 27) cijelog tima ocjenjivača izvodi se zaključak kako između dva ispitivana senzora ne postoji statistički značajna razlika u kvaliteti snimke, što bi sugeriralo da je kvaliteta snimke vrlo slična. Ipak, prema Mann Whitney U testu je pronađena statistički značajna razlika ( $p=0,043$ ) između skupnih rezultata trojice specijalista dentalne radiologije i trojice stomatologa opće prakse, što navodi na zaključak da specijalisti preferiraju CMOS u odnosu na CCD. U razmatranju kliničke primjene jednog ili drugog senzora istaknuto je kako CMOS ima kraća vremena ekspozicije, što bi moglo implicirati redukciju doze zračenja primjenom istog (18).

#### 3.4.7. In-vitro usporedba dvije vrste digitalnih senzora u detekciji karijesa potvrđenog mikro CT snimkom; istraživanje; Heck K i sur. (2020.)

Komparativna studija koja uspoređuje dva intraoralna (IO) senzora, CMOS i CCD na osjetljivost i specifičnost u otkrivanju proksimalnog zubnog karijesa (19). Koristila se tehnika bite-wing snimanja ekstrahiranih molara i premolara koji su prethodno mikro CT snimanjem valorizirani u smislu postojanja karioznih promjena prema ICDAS (eng. *International Caries Detection and Assessment System*) kriteriju. Odabrano je ukupno 250 primjeraka zubi koji nisu imali nikakvih popravaka, strukturalnih promjena ili štete osim eventualnog karijesa. 131 zub je bio bez karijesa, a ostalih 119 su imali kariozne promjene od 1 do 6 po ICDAS kriteriju. Zubi su očišćeni dentalnim priborom za

čišćenje kamenca i fiksirani kompozitnim materijalom u 3D fantome, te označeni za točnu identifikaciju. 3D fantomi su potom snimani mikro CT uređajem kako bi se dobili referentni podaci, a nakon toga su učinjene snimke na IO sensorima (Slika 28). Na CCD senzoru je korišteno vrijeme ekspozicije od 0,08 s, a na CMOS-u 0,08 i 0,12 s. Tim od dva ocjenjivača je u dvije serije pregleda odvojene dvotjednom stankom ocijenio sve snimke prema Marthaler klasifikaciji RTG dijagnostike zubnog kariesa, gdje 0 označava odsutnost radiotransparencije, 1 i 2 označavaju radiotransparenciju u vanjskoj ili unutarnjoj polovini zubne cakline a 3 i 4 radiotransparenciju u vanjskoj ili unutarnjoj polovini dentina. Referentni podaci snimljeni mikroCT-om iznosili su: 158 (63,2%) zdravih zubi, 48 (19,2%) zubi s kariozim lezijama u caklini i 44 (17,6%) s karijesom u dentinu.

Sensor	Size	Technology	Technical data
Intraoral II	30.93 × 40.96 × 7.0 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>• CCD</li> <li>• CsI</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 19.5 μm physical pixel size (pixel binning to 39 μm)</li> <li>• 13 lp/mm theoretical resolution</li> <li>• 8-bit colour depth (256 grey scales)</li> </ul>
Xios XG Supreme	31.2 × 43.0 × 7.5 mm	<ul style="list-style-type: none"> <li>• CMOS</li> <li>• CsI</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 15 μm physical pixel size</li> <li>• 33 lp/mm theoretical resolution</li> <li>• 12-bit colour depth (4096 grey scales)</li> </ul>

Slika 28. Tehničke značajke ispitivanih CCD i CMOS senzora

Izvor: Heck K, Litzenburger F, Ullmann V, Hoffmann L, Kunzelmann KH; In vitro comparison of two types of digital X-ray sensors for proximal caries detection validated by micro-computed tomography; research article; Dentomaxillofacial Radiology (2020) 49, 20200338; <http://dmfr.birjournals.org> .

		Intraoral II CCD 0.08 s						Xios XG 0.08 s						Xios XG 0.12 s						Total
		0	1	2	3	4	na	0	1	2	3	4	na	0	1	2	3	4	na	
μCT	0	154	0	0	0	0	4	148	0	3	0	0	7	155	0	1	0	0	2	158
	1	19	0	0	0	0	0	16	2	1	0	0	0	19	0	0	0	0	0	19
	2	23	2	2	1	0	1	21	0	4	1	1	2	23	0	3	2	0	1	29
	3	24	4	7	6	0	1	18	2	6	14	0	2	25	0	11	6	0	0	42
	4	0	0	1	0	1	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	1	1	2
	Total	220	6	10	7	1	6	203	4	15	15	2	11	222	0	15	8	1	4	250

μCT – mikroCT; na (eng. not assessable)- neocijenjivo

Slika 29. Pregled nalaza po mikro CT snimkama i IO snimci po Marthaler klasifikaciji za oba senzora i za sva tri trajanja ekspozicije

Izvor: Heck K, Litzenburger F, Ullmann V, Hoffmann L, Kunzelmann KH; In vitro comparison of two types of digital X-ray sensors for proximal caries detection validated by micro-computed tomography; research article; Dentomaxillofacial Radiology (2020) 49, 20200338; <http://dmfr.birjournals.org> .

Rezultati studije pokazuju da je CCD pokazao 63,1% lezija u odnosu na referentne podatke, od kojih je 32,8% podcijenilo a 0,4% precijenilo stupanj lezije. Za CMOS s ekspozicijom 0,12 s točnost je bila 67,1% s 31,7% podcijenjenih i 1,2% precijenjenih lezija a CMOS s kraćom ekspozicijom 0,08 s imao je točnost 70,7%, te 26,8% podcijenjenih i 2,5% precijenjenih lezija (Slika 29).

Postoci točnosti objašnjeni su objektivnim razlikama između 2D i 3D modaliteta snimanja, odnosno superpozicijom koja se na 2D snimkama izbjegla u samo 51 (20,4%) snimci. Uočena je vrlo visoka specifičnost i niska osjetljivost za oba senzora, osobito u dijagnostici karijesa cakline (Slika 30).

		<i>Sensitivity</i>	<i>Specificity</i>	<i>FP</i>	<i>FN</i>	<i>AUC</i>
Intraoral II CCD 0.08 s	Carious lesions	0.27 (0.17–0.36)	1.00 (1.00–1.00)	0.00 (0.00–0.00)	0.73 (0.64–0.80)	0.63 (0.55–0.70)
	Enamel lesions	0.085 (0.01–0.17)	0.94 (0.91–0.97)	0.06 (0.03–0.09)	0.92 (0.84–0.95)	0.51 (0.42–0.60)
	Dentin lesions	0.16 (0.05–0.27)	0.99 (0.99–1.01)	0.01 (-0.01–0.02)	0.84 (0.73–0.88)	0.57 (0.48–0.67)
Xios XG 0.08 s	Carious lesions	0.38 (0.27–0.48)	0.98 (0.96–1.00)	0.02 (0.00–0.04)	0.63 (0.52–0.69)	0.66 (0.59–0.74)
	Enamel lesions	0.15 (0.05–0.26)	0.94 (0.90–0.97)	0.06 (0.03–0.10)	0.85 (0.74–0.90)	0.54 (0.45–0.63)
	Dentin lesions	0.36 (0.21–0.50)	0.99 (0.98–1.00)	0.01 (0.00–0.02)	0.64 (0.50–0.71)	0.66 (0.56–0.76)
Xios XG 0.12 s	Carious lesions	0.26 (0.17–0.35)	0.99 (0.98–1.01)	0.01 (-0.01–0.02)	0.74 (0.65–0.80)	0.63 (0.55–0.70)
	Enamel lesions	0.06 (-0.01–0.13)	0.94 (0.91–0.97)	0.06 (0.03–0.09)	0.94 (0.87–0.97)	0.51 (0.41–0.60)
	Dentin lesions	0.16 (0.05–0.27)	0.99 (0.98–1.00)	0.01 (0.00–0.02)	0.84 (0.73–0.88)	0.58 (0.48–0.68)

AUC, area under the receiver-operating characteristic curve; CI, confidence interval; FN, false negative; FP, false positive.

Slika 30. Vrijednosti osjetljivosti i specifičnosti o odnosu na vrstu senzora, ekspoziciju i lokalizaciju karijesa

Izvor: Heck K, Litzenburger F, Ullmann V, Hoffmann L, Kunzelmann KH; In vitro comparison of two types of digital X-ray sensors for proximal caries detection validated by micro-computed tomography; research article; Dentomaxillofacial Radiology (2020) 49, 20200338; <http://dmfr.birjournals.org>.

Zaključeno je kako ne postoji signifikantna razlika u vrijednosti SNR između CCD i CMOS senzora namijenjenih intraoralnom bite-wing snimanju (19).

### 3.4.8. Učinak šuma uzokovanog anatomskom stukturom na percepciju niskog kontrasta kod intra oralnih radiograma; in-vitro studija; Olsson L i sur. (2016)

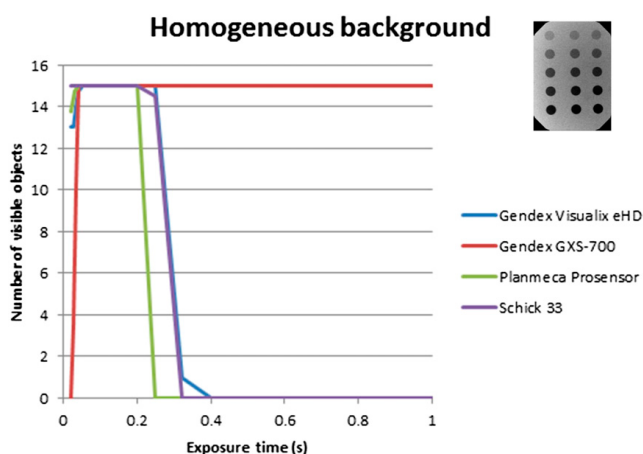
Ova studija iz 2016.god. je usporedila tri CMOS i jedan CCD (Slika 31) intraoralni senzor, na osjetljivost na nisko-kontrastne detalje te na razliku navedene osjetljivosti između snimanja nisko-kontrastnog fantoma i snimanja prirodne kosti odnosno anatomskog fantoma (20). Nisko-kontrastni fantom koji je trebao imitirati meko tkivo je bila ravna pločica pleksiglasa od 20 mm debljine s 15 rupica širine 3 mm i dubine od 1 do 5 mm, izbušene u pravilnom obrascu 3x5. Kao anatomski fantom poslužio je preparat ljudske mandibule s tri molara i jednim premolarom. Na svakom od senzora učinjeno je po četiri serije od osamnaest snimki s progresijom trajanja ekspozicije; po tri serije s oba fantoma i po jedna bez anatomskog fantoma. Četiri ocjenjivača su evaluirala tako dobivenih 288 snimki na način da su brojili vidljive „lezije“, odnosno perforacije nisko-kontrastnog fantoma superponirane na strukture vidljive na anatomskom fantomu. Serija 0 je snimana samo s nisko-kontrastnim

fantomom da bi se kasnije te snimke usporedile s drugim serijama zbog analize razlike SNR.

Manufacturer	Product	Type	Size (mm)	Active area (mm)	Matrix size (pixel)	Pixel size ( $\mu\text{m}$ )	Bit depth (bit)
Gendex <sup>®</sup> Dental Systems, Hatfield, PA	Gendex Visualix <sup>®</sup> eHD	CCD	40.5 × 33.0	34.1 × 27.0	1747 × 1384	19.5	12
Gendex Dental Systems	Gendex GXS 700	CMOS	42.0 × 31.0	36.0 × 25.9	1842 × 1324	19.5	16
Planmeca Oy, Helsinki, Finland	Planmeca ProSensor <sup>®</sup>	CMOS	44.1 × 30.4	33.8 × 24.6	1196 × 868	28.3	12
Schick by Sirona, Long Island City, NY	Schick 33	CMOS	42.5 × 31.0	36.0 × 25.6	2400 × 1708	15.0	12

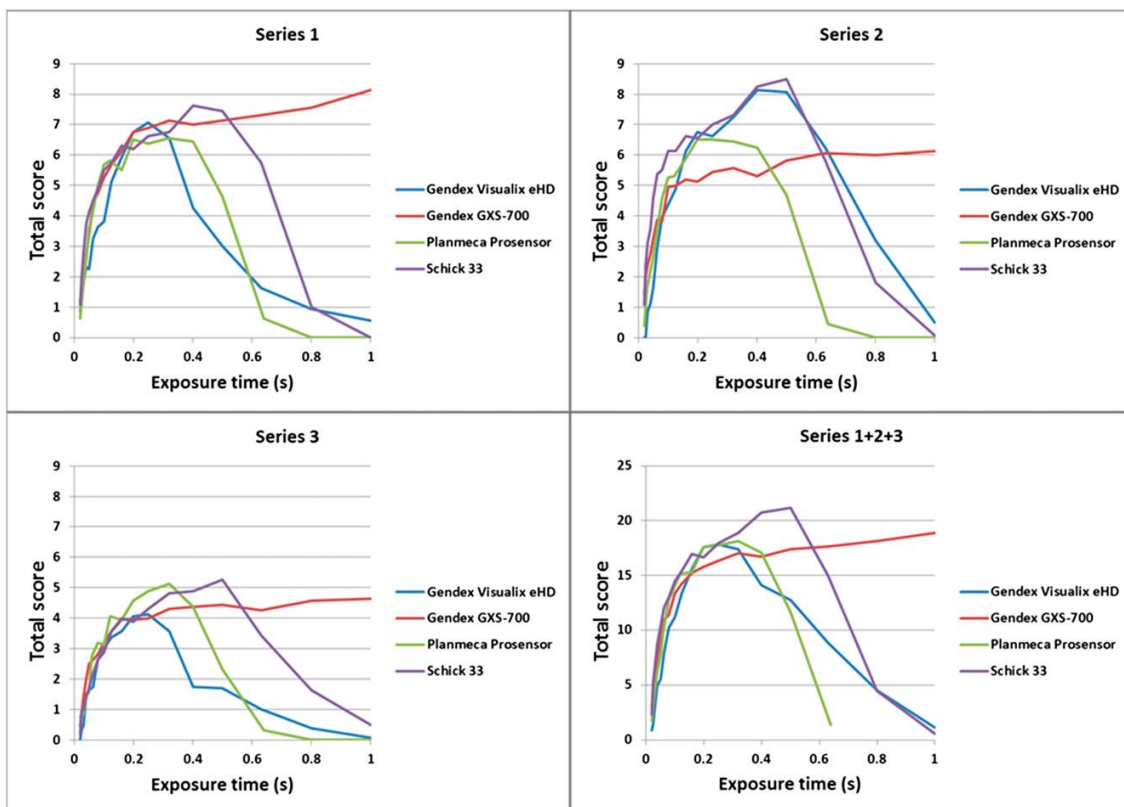
Slika 31. Tehničke značajke ispitivanih senzora

Izvor: Olsson L, Nilsson M, Svenson B, Halme KH; The effect of anatomical noise on perception of low contrast in intra-oral radiographs: an in vitro study; research article; Dentomaxillofacial Radiology (2016) 45, 20150402; birpublications.org/dmfr.



Slika 32. Grafički prikaz rada senzora u snimanju nisko-kontrastnog fantoma na homogenoj podlozi u ovisnosti o trajanju ekspozicije;

Izvor: Olsson L, Nilsson M, Svenson B, Halme KH; The effect of anatomical noise on perception of low contrast in intra-oral radiographs: an in vitro study; research article; Dentomaxillofacial Radiology (2016) 45, 20150402; birpublications.org/dmfr.



Slika 33. Grafički prikaz potpunih rezultata svih senzora iz tri serije snimanja s oba fantoma;

Izvor: Olsson L, Nilsson M, Svenson B, Halme KH; The effect of anatomical noise on perception of low contrast in intra-oral radiographs: an in vitro study; research article; Dentomaxillofacial Radiology (2016) 45, 20150402; birpublications.org/dmfr.

Na Slici 32 vidljivo je kako kod tri senzora iznad 0,4 s dolazi do saturacije, a jedan (Gendex GXS 700), pokazuje veliki dinamični raspon, sasvim drugačije od ostalih.

Rezultati su pokazali značajne razlike u perceptibilnosti senzora između snimanja nisko-kontrastnog fantoma i simulacije realnih uvjeta tj. snimanja oba fantoma (Slika 33), jer su kod prvog svi senzori prikazali maksimalni broj od 15 „lezija“ a kod drugog je taj broj značajno niži, odnosno najviše 8,5 „lezija“ za najbolji senzor (Shick 33). CCD i dva CMOS senzora iskazuju usporedivo dobre osobine glede prostorne rezolucije, dok je treći CMOS iskazao značajno veću perceptibilnost u duljim ekspozicijama, znatno nakon što su ostala tri senzora pokazali punu saturaciju. Ovakvu osobinu trećeg senzora autori komentiraju u negativnom smislu, zbog mogućnosti da se u praksi taj veliki dinamički raspon zloupotrijebi za dobijanje snimke velike razlučivosti i niskog šuma uz produljenje ekspozicije a time i uz rast doze zračenja, što bi bilo u



suprotnosti s ALARA načelom. Zaključak je kako se rezultati ispitivanja senzora nisko-kontrastnim fantomima ne mogu primijeniti u karakterizaciji ispitivanih senzora, jer će primjena istih na anatomskim modelima ili in-vivo dati sasvim drugačije značajke (20).

### 3.4.9. Značajke radiograma snimljenih na CdTe, CCDi CMOS detektorima u radiografiji lubanje; Mazucatto Queiroz P i sur. (2020)

Ova in-vitro studija iz 2020.god. uspoređuje tri digitalna detektora (Tablica 1) za snimanje cefalograma odnosno telerentgenskih snimki potrebnih u ortodontskoj obradi (21).

Tablica 1. Popis ispitivanih uređaja sa standardnim postavkama ekspozicije

Tehnologija	uređaj, proizvođač	kV	mA	t eksp. (s)
CCD	Pro-Max 2S2D, Planmeca, FIN	66	10	6,7
CMOS	Picasso Trio 3D, Vatech, KOR	78	9	12
CdTe (Kadmij telurid)	Eagle 3D, Dabi Atlante, BRA	75	8	10

Izvor: Mazucatto Queiroz P, Machado Santaella G, Pereira de Castro Lopes SL, Haiter-Neto F, Queiroz Freitas D; Characteristics of radiographic images acquired with CdTe, CCD and CMOS detectors in skull radiography; Imaging Science in Dentistry 2020; 50: 339-46  
<https://doi.org/10.5624/isd.2020.50.4.339>

Upotrijebljena su dva tipa fantoma. Tip 1 je bio načinjen od plastične glave trgovačke lutke za odjeću napunjene s 2,5 l destilirane vode s namjerom postizanja homogene unutarnje gustoće, a to je bilo potrebno za izračun razine šuma za svaki detektor. Tip 2 se sastojao od preparata cijele ljudske lubanje prekrivene sintetičkim polimerom koji simulira meko tkivo i u ovoj studiji se koristio za cefalometrijsku analizu i pozicioniranje dozimetra. Pet fantoma tipa 2 upotrijebljeno je za snimanje cefalograma na tri različita uređaja, čime je dobiveno 15 snimki koje su anonimizirane i poslagane slučajnim redoslijedom u pet serija po tri snimke. Sedam oralnih radiologa je rangiralo snimke u svakoj seriji ocjenama „najbolja“, „srednja“ i „najlošija“. Urađena je objektivna (SNR) i subjektivna analiza kvalitete snimaka, odnosno cefalometrijska i dentoskeletalna, te dozimetrijska analiza.

Detector	Noise
CCD	1.84 ± 0.52 <sup>b</sup>
CMOS	2.59 ± 0.31 <sup>c</sup>
CdTe	1.48 ± 0.18 <sup>a</sup>

Slika 34. Srednje vrijednosti šuma za svaki detektor

Detector	Best	Intermediate	Inferior
CCD	8 (22.9%)	15 (42.8%)	12 (34.3%)
CMOS	5 (14.2%)	10 (28.6%)	20 (57.1%)
CdTe	22 (62.9%)	10 (28.6%)	3 (8.6%)
Total	35	35	35

Slika 35. Pregled subjektivnih ocjena opće kvalitete snimki

Izvor za Slike 34. i 35.: Mazucatto Queiroz P, Machado Santaella G, Pereira de Castro Lopes SL, Haiter-Neto F, Queiroz Freitas D; Characteristics of radiographic images acquired with CdTe, CCD and CMOS detectors in skull radiography; *Imaging Science in Dentistry* 2020; 50: 339-46

<https://doi.org/10.5624/isd.2020.50.4.339>.

Utvrđena je statistički značajna razlika među slikama dobivenim s 3 detektora ( $P < 0,05$ ), pri čemu je najniža razina šuma opažena među slikama dobivenim CdTe detektorom (Slika 34) i veća subjektivna sklonost ocjenjivača za snimke s tog detektora (Slika 35).

Measurement	CCD	CMOS	CdTe	P-value
A-N perpendicular (mm)	7.1 ± 2.9	7.9 ± 2.1	8.5 ± 2.7	$P > 0.05$
Pg-N perpendicular (mm)	5.7 ± 12.4	8.5 ± 8.0	8.9 ± 8.0	$P > 0.05$
Co-A (mm)	92.3 ± 2.6	93.8 ± 3.6	93.4 ± 4.54	$P > 0.05$
Co-Gn (mm)	121.3 ± 4.3	123.6 ± 7.7	123.3 ± 7.0	$P > 0.05$
ANS-Me (mm)	71.0 ± 5.5	72.5 ± 5.7	71.6 ± 5.1	$P > 0.05$
(Po-Or).(Go-Me) (°)	24.4 ± 7.7	22.6 ± 6.0	23.0 ± 7.9	$P > 0.05$
(Ba-N).(Ptm-Gn) (°)	-1.9 ± 6.4	-0.2 ± 5.8	-0.5 ± 6.2	$P > 0.05$
U1-A vertical (mm)	7.2 ± 2.1	8.4 ± 2.4	7.6 ± 1.8	$P > 0.05$
L1-(A-Pg) (mm)	5.1 ± 3.0	5.7 ± 3.3	5.3 ± 3.3	$P > 0.05$

Slika 36. Srednje vrijednosti mjerenja u cefalometrijskoj analizi

Region	CCD	CMOS	CdTe	P-value
Orbit opposite the X-ray source	0.0043 <sup>a</sup>	0.0147 <sup>b</sup>	0.0017 <sup>a</sup>	$P < 0.05$
Orbit near the X-ray source	0.0432 <sup>a</sup>	0.0939 <sup>b</sup>	0.0468 <sup>a</sup>	$P < 0.05$
Parotid opposite the X-ray source	0.0028 <sup>a</sup>	0.0292 <sup>b</sup>	0.0012 <sup>a</sup>	$P < 0.05$
Parotid near the X-ray source	0.0367 <sup>a</sup>	0.2977 <sup>c</sup>	0.0665 <sup>b</sup>	$P < 0.05$
Thyroid	0.0131 <sup>a</sup>	0.1314 <sup>b</sup>	0.0173 <sup>a</sup>	$P < 0.05$
Total	0.1001 <sup>a</sup>	0.5569 <sup>b</sup>	0.1335 <sup>a</sup>	$P < 0.05$

Slika 37. Prosječne doze zračenja izmjerene na različitim točkama fantoma

Izvor: Mazucatto Queiroz P, Machado Santaella G, Pereira de Castro Lopes SL, Haiter-Neto F, Queiroz Freitas D; Characteristics of radiographic images acquired with CdTe, CCD and CMOS detectors in skull radiography; *Imaging Science in Dentistry* 2020; 50: 339-46 <https://doi.org/10.5624/isd.2020.50.4.339>.

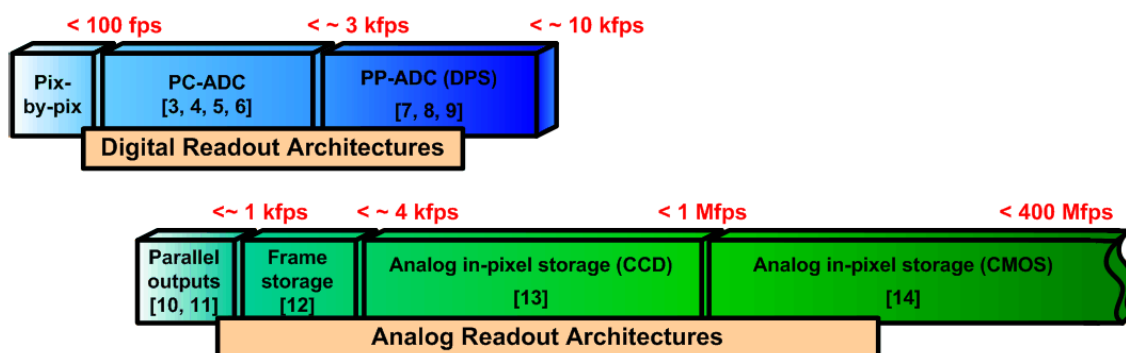
Cefalometrijskom analizom (Slika 36) nije uočena značajna razlika ( $P > 0,05$ ) među detektorima a razina suglasnosti ocjenjivača u klasifikaciji snimki je bila gotovo

savršena. Doza zračenja povezana s CMOS detektorom (Slika 37) bila je veća od doza povezanih s CCD ( $P < 0,05$ ) i CdTe detektorima ( $P < 0,05$ ).

Iako su uspoređivana tri detektora, za potrebe ovog rada iz dobivenih rezultata će se promotriti samo podaci za CMOS i CCD. Viša razina šuma na CMOS se objašnjava razlikom u građi, odnosno načinu očitavanja (poglavlje 1.4.1. i 1.4.2.), a viša razina doze zračenja preporučeno višim električnim postavkama ekspozicije (21).

### 3.4.10. CMOS senzori velikih brzina snimanja; pregled; El-Desouki M i sur. (2009)

U ovome radu je riječ o novim mogućnostima CMOS senzora koje se otvaraju napretkom u tehnologiji izgradnje piksela na sub-mikronskoj razini, a koje bi CMOS tehnologiji omogućile prekid dominacije CCD-a u izgradnji uređaja za snimanje općenito (22). Naglasak studije je stavljen na brzinu očitavanja, odnosno FR (eng. *frame rate*), koja se povećava ugradnjom dodatnih tranzistora i paralelnih izlaza, što je zbog limitirane veličine piksela na (4 do 5  $\mu\text{m}$ ) uvijek predstavljalo tehničku prepreku. Predstavljeni su različiti, uglavnom CMOS, detektori s različitim načinima i brzinama očitavanja (Slika 38) i predložena je izrada novog CMOS senzora pogodnog za ultra-brze aplikacije za snimanje. Novi detektor bi trebao imati brzinu očitavanja više od milijardu FPS (eng. *Frames Per Second*).



Slika 38. Usporedni prikaz brzine očitavanja za različite izvedbe detektora glede načina očitavanja snimke;

Izvor: El-Desouki M, Deen MJ, Fang Q, Liu L, Tse F, Armstrong D; CMOS Image Sensors for High Speed Applications; review; Sensors 2009, 9, 430-444; doi:10.3390/s90100430.

Digitalno očitavanje (eng. *digital readout*) uključuje načine piksel po piksel (eng. *Pixel-By-Pixel, PBP*), analogno-digitalna konverzija po stupcu (eng. *per Column-Analog/Digital Conversion, PC-ADC*) i analogno digitalna konverzija po pikselu (eng.

*Per Pixel- Analog/Digital Conversion, PP-ADC*). Na Slici 38 vidljivo je kako FR raste ovisno o načinu očitavanja.

Analogno očitavanje (eng. *analog readout*) je način izbjegavanja saturacije snimke zbog odgode očitavanja uzrokovane vremenom potrebnim za A/D konverziju. Ubrzava se povećanjem broja paralelnih izlaza (eng. *parallel output*) te tehnikama spremanja određenog broja uzastopnih kadrova unutar samog piksela (in-situ) do očitavanja cijele snimke (eng. *in-pixel storage*). Spomenute tehnike spremanja kadrova primjenjivane su na CCD i CMOS detektorima. Pregledom podataka za tri zadnja detektora (CCD i dva CMOS-a) iz Slike 39, vidljivo je kako „in –situ“ tehnologija spremanja značajno doprinosi brzini očitavanja slike, s time da oba CMOS-a imaju višestruko veće brzine od CCD-a (22).

REF.	TECH. (CMOS)	TECHNIQUE	PARALLEL OUTPUTS	CLOCK FREQ. (MHZ)	FR (fps)	ARRAY SIZE	PIXEL AREA	FF (%)
[3]	0.5 $\mu\text{m}$	PC-ADC & dual-port RAM	64	66	0.5k	1024×1024	(10 $\mu\text{m}$ ) <sup>2</sup>	45
[4]	0.35 $\mu\text{m}$	PC-ADC & dual-port RAM	160	66	0.24k	2352×1728	(7 $\mu\text{m}$ ) <sup>2</sup>	43
[5]	0.25 $\mu\text{m}$	PC-ADC & PC- compression	32	16.8	3k	256×256	(15 $\mu\text{m}$ ) <sup>2</sup>	--
[6]	0.25 $\mu\text{m}$	PC-ADC	160	68	3.5k	512×512	(20 $\mu\text{m}$ ) <sup>2</sup>	--
[7]	0.18 $\mu\text{m}$	PP-ADC	64	167	10k	352×288	(9.4 $\mu\text{m}$ ) <sup>2</sup>	15
[8]	90 nm	PP-ADC	--	--	0.4k	64×48	(9 $\mu\text{m}$ ) <sup>2</sup>	26
[9]	0.35 $\mu\text{m}$	Smart-pixel	--	--	10k	64×64	(35 $\mu\text{m}$ ) <sup>2</sup>	25
[10]	1.0 $\mu\text{m}$	Parallel analog outputs	4	22	1.04k	256×256	(30 $\mu\text{m}$ ) <sup>2</sup>	40
[11]	0.5 $\mu\text{m}$	Parallel analog outputs	16	24	5k	256×256	9 $\mu\text{m}$ ×18 $\mu\text{m}$	42
[12]	0.35 $\mu\text{m}$	Analog frame storage	--	--	3.3k	320×240	(11.2 $\mu\text{m}$ ) <sup>2</sup>	53
[13]	CCD	<i>In-situ</i>	--	--	1M, 100- frames	312×260	(66.3 $\mu\text{m}$ ) <sup>2</sup>	13
[14]	0.35 $\mu\text{m}$	<i>In-situ</i>	--	--	10.5M, 64-frames	12×12	(200 $\mu\text{m}$ ) <sup>2</sup>	--
This work	0.13 $\mu\text{m}$	<i>In-situ</i>	8	50	1.25B, 8-frames	32×32	37 $\mu\text{m}$ ×30 $\mu\text{m}$	9

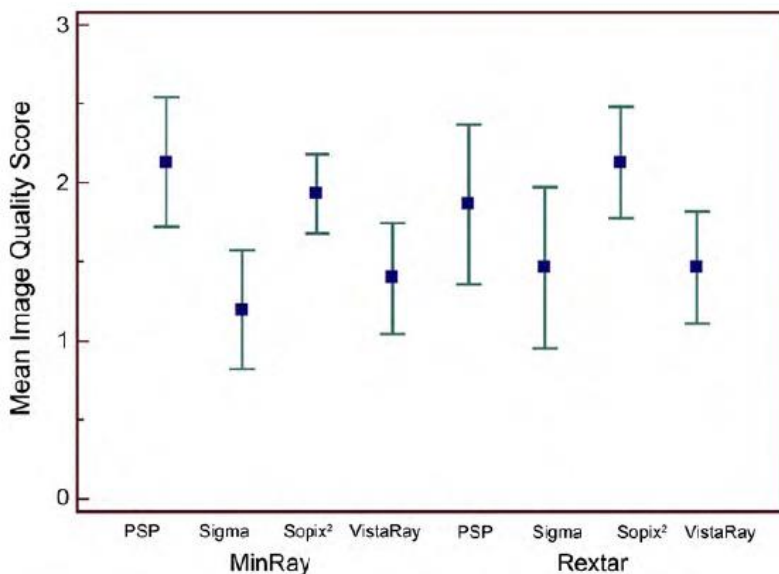
Slika 39. Pregled značajki različitih detektora za velike brzine snimanja

Izvor: El-Desouki M, Deen MJ, Fang Q, Liu L, Tse F, Armstrong D; CMOS Image Sensors for High Speed Applications; reiew; Sensors 2009, 9, 430-444; doi:10.3390/s90100430.

### 3.4.11. Ocjena kvalitete slike i evaluacija različitih prijenosnih dentalnih RTG uređaja; Pittayapat P i sur. (2010)

Tema ove studije bila je ispitivanje četiri portabilna RTG uređaja namijenjena dijagnostičkom ili forenzičkom intraoralnom snimanju zubi (23). Kako su se tijekom studije koristila i četiri različita IO senzora, rezultati koji se tiču ocjena snimki su uključeni ovdje. Kao objekt snimanja poslužilo je četiri primjerka ekstrahiranih ljudskih zubi i jedan formalinski preparat ljudske mandibule. Četiri senzora korištena u studiji su: Vistascan fosforna pločica (PSP) (Durr Dental, Bietigheim-Bissingen, NJE), SIGMA M CMOS (Instrumentarium Dental, Tuusula, FIN), VistaRay CCD (Durr Dental, Bietigheim-Bissingen, NJE) i Sopix2 CMOS (SOPRO-Acteon Imaging, La Ciotat cedex, FRA). Udaljenost od žarišta do objekta snimanja je iznosila 20 cm, a od objekta do senzora 0.8 cm.

Tri ocjenjivača su individualno ocjenjivali opću kvalitetu snimki ocjenama od 3 do 0 (3-izvrsno, 2-dobro, 1-loše, 0-vrlo loše), i zatim ponovili ocjenjivanja nakon mjesec dana. Kod prosječnih ocjena snimki, vidljivo je kako su kako su one ekvivalentne u odnosu na svaki senzor posebno, testiran u kombinaciji s različitim generatorima RTG zrake. PSP se pokazao najbolji, a dva CMOS-a i CCD sličnim, s time da se CCD smjestio između dva CMOS-a po ocjeni kvalitete (Slika 40).



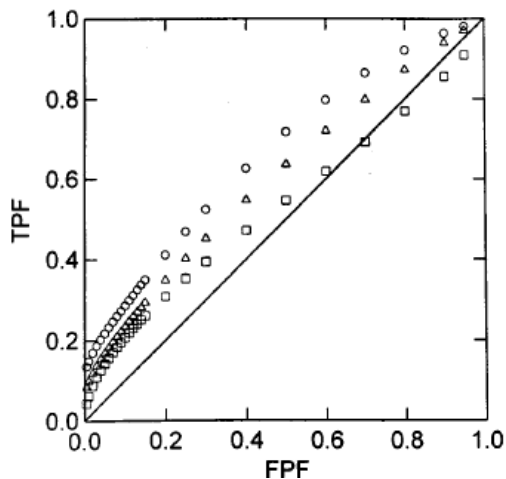
Slika 40. Grafički prikaz prosjeka ocjena snimki na sva četiri senzora u kombinaciji s dva portabilna RTG uređaja; Pittayapat P, Oliveira-Santos C, Thevissen P, et al;

Izvor: Image quality assessment and medical physics evaluation of different portable dental X-ray units; Forensic Science International 201 (2010) 112–117; [www.elsevier.com/locate/forsciint](http://www.elsevier.com/locate/forsciint).

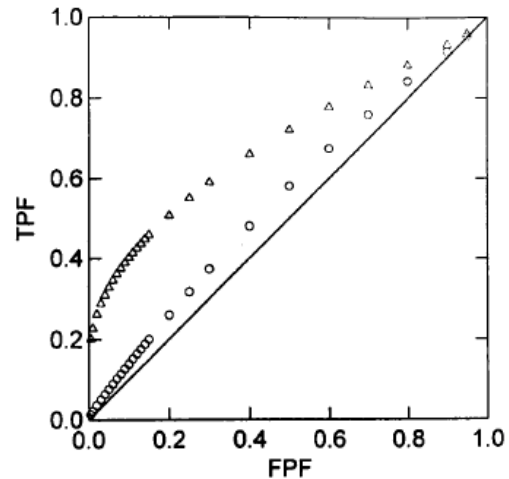
Podaci o dozi zračenja iz studije (23) nisu primjenjivi ovdje jer se odnose na različite postavke ekspozicija primarno ispitivanih portabilnih RTG uređaja (23).

#### **3.4.12. Usporedba dijagnostičke preciznosti digitalnog snimanja CCD i CMOS-APS senzorima i snimanja E-speed dentalnim filmom u detekciji periapikalnih koštanih lezija; Paurazas SB i sur. (2000)**

Ova studija iz 2000.god. je bila jedna od prvih u kojima se procjenjivao CMOS detektor (24). Cilj je bio usporediti dentalne snimke digitalnih IO detektora i snimke klasičnog radiološkog filma u dijagnostičkoj preciznosti detekcije koštanih lezija. Kao objekt snimanja odabrano je sedam suhih preparata ljudske mandibule na kojima je prethodnim snimanjem potvrđeno nepostojanje prijašnjih lezija. Zubi su uklonjeni; pristupom kroz alveolu i kroz bukalnu stranu kortikalne kosti su u kostima izbušene rupe različitih veličina koje su, od najmanjih do najvećih, simulirale periapikalne, trabekularne, kortikalne i transkortikalne lezije, da bi na kraju zubi bili repositionirani i mandibule označene za evaluaciju snimki. Fantomi za snimanje su, pored tako pripremljenih mandibula, uključivali i 2,2 cm široku ploču pleksiglasa koja je simulirala meko tkivo. Snimke su načinjene na Kodak E-speed dentalnom filmu te CCD i CMOS digitalnim IO detektorima proizvođača Schick Technologies, Inc. Postavke ekspozicije su prema preporuci proizvođača receptora namještene kako bi se dobila najbolja moguća kontrastnost, pri čemu su sva tri receptora dobila po 70 kV napona, a CMOS je imao nešto duže vrijeme ekspozicije. Ukupno 70 radiograma i 140 digitalnih snimki ocjenjivalo je sedam promatrača, od čega dva radiologa i pet endodonata, ocjenama 1 (sigurno je lezija), 2 (vjerojatno je lezija), 3 (lezija nije sigurna), 4 (vjerojatno nije lezija) i 5 (sigurno nije lezija).



Slika 41. ROC krivulja usporedbe receptora □ film, ○ CCD, ▲ CMOS



Slika 42. ROC krivulja detekcije lezija ▲ kortikalna kost, ○ trabekularna kost

Izvor za slike 41 i 42: Paurazas SB, Geist JR, Pink FE at all; Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging by using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions; Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000;89:356-62; doi:10.1067/moe.2000.103525.

Na Slici 41 prikazane su grafički ocjene svakog od receptora; ROC je eng. kratica za *Receptor Operating Characteristics*, odnosno radne značajke receptora; TPF (eng. *True Positive Fraction*, udio stvarno pozitivnih) i FPF (eng. *False Positive Fraction*, udio lažno pozitivnih) određuju preciznost pojedinog receptora na način da je receptor precizniji što više rezultata ima na strani TPF, odnosno lijevo i gore od dijagonale. Vidljivo je kako CCD i CMOS imaju bolje rezultate od filma. Slika 42 i Slika 43 prikazuju kako su svi receptori imali bolje rezultate u detekciji većih lezija te u detekciji lezija na kortikalnoj u odnosu na trabekularnu kost.

Az value Bur size	Film		CCD		CMOS	
	Cortical	Trabecular	Cortical	Trabecular	Cortical	Trabecular
2	.5464	.4275	.6285	.5335	.5935	.4438
4	.6249	.4869	.6461	.6214	.6643	.4994
6	1.000	.5443	.9300	.6290	.9025	.5427
8	1.000	.5977	1.000	.6901	1.000	.6223

Slika 43. Srednje vrijednosti ROC krivulje po vrsti receptora i veličini „lezije“, odnosno veličini svrdla kojim je „lezija“ probušena

Izvor: Paurazas SB, Geist JR, Pink FE at all; Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging by using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions; Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000;89:356-62; doi:10.1067/moe.2000.103525

Zaključeno je kako nema značajne razlike u kvaliteti snimke između tri ispitana receptora i da postoji samo značajna razlika u prikazu većih i manjih lezija, neovisno o tipu receptora. To sugerira kako ni jedan od ponuđenih modaliteta nema dovoljnu

osjetljivost za suptilnije patološke nalaze. I ovdje autori ističu neke prednosti CMOS-a u odnosu na CCD: bolja obrada snimke, niža potrošnja energije, niži trošak proizvodnje i možda duži vijek upotrebe (24).

### 3.4.13. Usporedba 18 različitih RTG detektora koji se trenutno koriste u stomatologiji; Farman AG, Farman TT, (2005.)

Cilj ove opsežne studije bio je usporediti 18 detektora po prostornoj rezoluciji, kontrastnoj perceptibilnosti i dinamičkom rasponu ekspozicije (25). Uspoređeno je: 11 CCD i 4 CMOS detektora, 2 PSP i 1 dentalni film (Slika 44).

Prostorna rezolucija se mjerila u vidljivim parovima crtica na snimci (lp/mm – line pair po mm) uz pomoć fantoma-olovne rešetke Pb 0.025 mm (Nr. 81551, Nuclear Associates, Carle Place, SAD). Kontrastna rezolucija se ocijenila brojem vidljivih perforacija sa aluminijske pločice 25x14x7 mm koja je sadržavala devet rupica dubine od 0,1 do 0,9 mm i jednu od 1,5 mm (Rogers Machine Co, Inc. Louisville, SAD) (Slika 45). Raspon ekspozicija se mjerio snimanjem ekstrahiranih ljudskih zubi uz dodatak akrilatne pločice od 17 mm debljine za simulaciju mekih tkiva (Slika 46). Za donji prag prihvatljive ekspozicije je dogovoreno jasno razlučenje granice između cakline i dentina na snimci, a za gornji prag saturacija ili cvjetanje na snimci ili gornja granica mogućnosti generatora RTG zrake.

<i>Detector</i>	<i>Pixel size (μm)</i>	<i>Technology</i>	<i>Software</i>
CDR	40 × 40	CMOS	CDR for DICOM Windows 3.0.1
CDR Wireless	40 × 40	CMOS	CDR for DICOM Windows 3.0.1
CygnusRay MPS	22 × 22	CCD	CygnusMedia 3.0
Dexis	40 × 40	CCD	DEXIS Software 3.01
Dixi 2 v3	19 × 19	CCD	Dimaxis Pro 3.1.3
DSX 730 - USB	21 × 21	CCD	Owandy/Julie RV2000
DSX 730 - Évolution	21 × 21	CCD	Owandy/Julie RV2000
Sigma	39 × 39	CCD	CliniView 5.1
Sidexis	39 × 39	CCD	Sirona Sidexis XG
RVG-ui	19.5 × 19.5	CCD	Trophy Windows 5.05
RVG 6000	18.5 × 18.5	CMOS	Kodak Windows 6.0.1
RVG 5000	18.5 × 18.5	CMOS	Kodak Windows 6.0.1
ViperRay <sup>M</sup>	22.5 × 22.5	CCD	Vipersoft 4.0
Visualix HDI	22 × 22	CCD	VixWin 2000
Visiodent RSV	22 × 22	CCD	RSV Imaging XP
DenOptix	Scan Pitch	PIP	VixWin 2000
ScanX	Scan Pitch	PIP	EagleSoft 9.10
InSight	NA	Silver halide	NA

Slika 44. Popis ispitanih detektora s veličinom piksela, tehnologijom i softverom

Izvor: Farman AG, Farman TT; A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry; Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005;99:485-9 doi:10.1016/j.tripleo.2004.04.002.



CDR	9
CDR Wireless	9
CygnusRay MPS	8
Dexis	11
Dixi2 v3 High resolution mode	≥16
Dixi2 v3 Normal resolution mode	11
DSX 730	13
DSX 730 Évolution High resolution mode	9
DSX 730 Évolution Low resolution mode	8
Sigma	11
Sidexis	< 10
RVG-ui High resolution mode	≥20
RVG-ui High sensitivity mode	12
RVG 6000	≥20
RVG 5000	≥14
ViperRay	7
Visualix HDI	11
Visiodent RSV	6
DenOptix 600 dpi scan	11
DenOptix 300 dpi scan	7
DenOptix 150 dpi scan	5
ScanX Very high resolution scan	9 horiz; 13 vertical
ScanX High resolution scan	8 horiz; 10 vertical
ScanX Standard resolution scan	7
InSight film	≥20

Slika 45. Izmjerena prostorna rezolucija (lp/mm)

Detector	Mode (if applicable)	Acceptable range (µGY)	Latitude ratio
CDR		Min-585*	>4.5:1
CDR Wireless		Min-429*	>3.3:1
CygnusRay MPS		Min-509*	>4:1
Dexis		384-1387	3.6:1
Dixi2 v3	HR	Min-920*	>7:1
	Normal	Min-920*	>7:1
DSX 730 - USB		213-509	2.4:1
DSX 730 - Évolution	High	213-509	2.4:1
	Low	213-509	2.4:1
Visualix HDI		Min-669	>5.2:1
Visiodent RSV		420.7-877.6	2.1:1
Sigma		Min-458*	>3.6:1
Sidexis		Min-458*	>3.6:1
RVG-ui	HR	Min-1308*	>10.2:1
	HS	Min-882*	>6.9:1
RVG 6000		Min-2648*	>20.7:1
RVG 5000		213-4207*	19.8:1
ViperRay		250-1087	4.4:1
DenOptix	300 dpi	442-2336	5.3:1
ScanX	IVS	442-5518	12.5:1
	IS	442->5720†	>12.9:1
InSight		427-644	1.5:1

Slika 46. raspon ekspozicija i doze zračenja (µGy)

Izvor za sliku 45 i 46: Farman AG, Farman TT; A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry; Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005;99:485-9; doi:10.1016/j.tripleo.2004.04.002.

Zaključeno je kako svi ispitani uređaji udovoljavaju zahtjevima suvremene dentalne dijagnostike te da po izmjerenim značajkama ne odstupaju značajno (25).

#### 3.4.14. Detekcija nekavitiranog proksimalnog karijesa snimanjem na sedam različitih digitalnih receptora, s osvrtom na specifične filtere zračenja, Haiter-Neto F. i sur. (2008)

Testirano je pet CCD i dva CMOS detektora za IO snimanje zubi (Slika 47) (26).

System name	Manufacturer	Pixel size (µm)	Technology	Software for image capture
CDR-APS	Schick Technologies Inc.	40×40	CMOS	CDR for DICOM Windows 3.0.1
Kodak RVGui	Eastman Kodak	18.5×18.5	CMOS	Kodak Windows 6.0.1
Visualix	Gendex	22×22	CCD	VixWin 2000
VistaRay	Dürr Dental	22×22	CCD	DBSWIN
Dixi2	Planmeca Oy	19×19	CCD	Dimaxis Pro 3.01
Sidexis	Sirona	39×39	CCD	Sirona Sidexis XG
Dr. Suni Plus	Suni Medical Imaging Inc.	22.5×22.5	CCD	Prof. Suni software

Slika 47. Popis digitalnih detektora s nazivom proizvođača, veličinom piksela, vrstom i softverom

Izvor: Haiter-Neto F, Dos Anjos Pontual A, Frydenberg M, Wenzel A; Detection of non-cavitated approximal caries lesions in digital images from seven solid-state receptors with particular focus on task-specific enhancement filters; An ex vivo study in human teeth; Clin Oral Invest (2008) 12:217–223; DOI 10.1007/s00784-007-0173-5.

Kao testni materijal upotrijebljeno je 100 ekstrahiranih ljudskih zubi, zdravih i karioznih s različitim stupnjem demineralizacije; točan broj jednih i drugih te stupanj karijesa i broj pogođenih površina pojedinog zuba je prethodno utvrđen histološkim pregledom. Stavljani su u 20 nosača simulirajući prirodan slijed od kanina do molara, te su snimani preko plastične pločice debljine 12 mm koja je simulirala meko tkivo. Kodak RVGui CMOS sustav imao je mogućnost dva načina prikaza: visoko kontrastni „dentin-caklinski“ filter za detekciju karijesa i nisko kontrastni „periodontalni“ filter za procjenu kosti, pa su na ovome senzoru snimljene dvije serije snimki, za oba načina prikaza po jedan. Sva snimanja su učinjena Gendex DC generatorom (Gendex, Des Plaines, SAD) s pravokutnim kolimatorom i postavkama ekspozicije 65 kVp, 10 mA i 32 cm udaljenosti od žarišta do detektora. Snimke je ocjenjivalo osam promatrača s najmanje šest godina iskustva u radiološkoj dijagnostici karijesa ocenama od 1 do 5: 1- sigurno nema karijesa, 2 – vjerojatno nema karijesa, 3 – nije sigurno postoji li karijes, 4 – vjerojatno postoji karijes i 5 – sigurno postoji karijes. Treba spomenuti da je među ocjenjivačima postojala velika razlika, odnosno nesuglasnost, te da je jedan od njih dao veliki zbroj ocjena snimkama dobivenim na RVG ui (CMOS) i Dixi 2 (CCD) te postigao veliku osjetljivost i nisku specifičnost, dok drugi, posve obrnuto, nije pronašao gotovo niti jednu leziju, te je postigao nisku osjetljivost i 100%-tnu specifičnost.

	CDR-APS	RVGui-E	RVGui-P	Visualix	VistaRay	Dixi2	Sidexis	Dr. Sumi Plus
Sensitivity	19 (5–42)	23 (5–53)	25 (5–51)	15 (5–27)	12 (2–27)	19 (10–42)	16 (8–25)	19 (7–31)
Specificity	90 (68–99)	87 (67–99)	87 (69–100)	93 (83–100)	97 (91–100)	93 (76–100)	92 (78–100)	90 (73–100)
Overall accuracy	64 (59–68)	64 (59–66)	64 (62–69)	64 (62–67)	65 (64–68)	66 (64–68)	64 (58–67)	64 (57–68)

RVGui detektor - „E“ su rezultati s primjenom „dentin-caklinskog“, a „P“ s primjenom „periodontalnog“ filtera

Slika 48. Prosječni postoci (i rasponi) za osjetljivost, specifičnost i ukupnu preciznost pojedinog detektora

Izvor: Haiter-Neto F, Dos Anjos Pontual A, Frydenberg M, Wenzel A; Detection of non-cavitated approximal caries lesions in digital images from seven solid-state receptors with particular focus on task-specific enhancement filters; An ex vivo study in human teeth; Clin Oral Invest (2008) 12:217–223; DOI 10.1007/s00784-007-0173-5.

Ukupna preciznost izračunata je u omjeru brojeva lezija detektiranih snimkama i utvrđenih histološkom pretragom. Na Slici 48 je pod ukupnom preciznošću (eng. *overall accuracy*) vidljivo kako vrijednosti svih detektora vrlo malo odstupaju, te je donesen zaključak kako među testiranim uređajima nema razlike u kvaliteti snimke (26).

## 4. REZULTATI

Sve predstavljene studije su imale jednu zajedničku karakteristiku, koja je zapravo bila i kriterij uključenja, a to je usporedba CMOS i CCD digitalnih detektora prema jednoj ili više osobina, te neka vrsta mjerenja ispitivanih osobina i matematički prikaz dobivenih podataka. Nadalje, u raspravama ili zaključcima nekih studija postoje podaci o preferencijama ispitivača u odnosu na osobine detektora koje nisu mjerene; takvi podaci ne mogu biti razmatrani u objektivnom rangiranju detektora po kakvoći snimke, ali mogu doprinijeti odluci o npr. nabavci uređaja koji koristi neku od opisanih tehnologija. Raznolikost studija i heterogenost mjerenih podataka predstavlja specifičan problem za ovaj rad, jer se toliko raznorodni podaci za iste ili različite osobine detektora ne mogu sažeti i prikazati meta-analizom. Stoga će se rezultati ovog pregleda temeljiti na jednostavnim zaključcima predstavljenih studija i svesti na odgovor na pitanje koje je implicirano u naslovu samog rada, a to je “koji je detektor bolji za IO snimanje?”.

Tablica 2. Prikaz pregleda zaključaka studija prema izmjerenim osobinama detektora

Mjerena osobina	Prost. Rezol. kvalitativ	Prost. rezol. kvantitativ	Kontrastna rezolucija	Intenzitet piksela (flu.)	Raspon eksp.	Omjer signal/šum (SNR)	Osj/Spec.	Brzina očit. (FR)	Doza Zrač.
studija									
3.4.1.	=								
3.4.2.			CMOS		CMOS				
3.4.3. kam				=					
3.4.4. kam			=			CCD	=		
3.4.5.				=		=		CMOS	
3.4.6.	=		=						
3.4.7.						=	=		
3.4.8..			=						
3.4.9.	=					CCD			CCD
3.4.10.								CMOS	
3.4.11.	=								
3.4.12.	=						=		
3.4.13.		=	=		=				=
3.4.14.			=				=		

„=” – jednaki su; „CMOS”- bolji je CMOS; „CCD”- bolji je CCD

Kam- svjetlosna kamera; prost.rezol.-prostorna rezolucija; flu.-fluorescencija; eksp.-ekspozicija; osj/spec –osjetljivost/specifičnost; očit.-očitavanje; zrač.-zračenja

Izvor: Damir Mihalec

U Tablici 2 pregledno su prikazani zaključci referentnih studija prema osobinama detektora koje su testirane: prostorna i kontrastna rezolucija, intenzitet fluorescencije piksela, raspon ekspozicije, omjer signala i šuma, osjetljivost i specifičnost, brzina

očitanja i doza zračenja. Tri su moguća zaključka: „=“ ako su jednaki, „CMOS“ ako je CMOS bolji i „CCD“ ako je CCD bolji.

U Tablici 3 navedene su neke uočene razlike, dojmovi ili zaključci o detektorima koje su autori nekih studija spomenuli, a nisu rezultat testiranja svojstava uređaja. Ovi podaci su predstavljeni kao osobne preferencije ispitivača podijeljene u tri područja: kvaliteta slike, ekonomika uređaja i performanse. Dva su moguća rezultata: „CMOS“ ako je CMOS bolji i „CCD“ ako je CCD bolji. U donjem redu tablice naveden je broj studije u kojoj je podatak spomenut.

Tablica 3. Pregled subjektivnih preferencija ispitivača

područje	kvalitet slike		performanse				ekonomika		
svojstvo	Kvalitetnija slika	Lakša obrada snimke	Cvjetanje (blooming)	Niži SNR	Viši FR	Kraća eksp.	Jeftinija proizvodnja	Manji utrošak energije	Jednostavniji, manje dijelova
bolji	CCD	CMOS	CMOS	CMOS	CMOS	CMOS	CMOS	CMOS	CMOS
studija	3.4.1.	3.4.12.	3.4.1.	3.4.3.	3.4.2.; 3.4.5.	3.4.6.	3.4.1.; 3.4.12.	3.4.1.; 3.4.3.; 3.4.5.; 3.4.12.	3.4.3.

Izvor: Damir Mihalec

## 5. RASPRAVA

Postoji jako mnogo stručnih studija u kojima se spominju CMOS ili CCD tehnologija i većina tog materijala predstavlja tehničke opise, upute i usporedbe za primjenu u industriji digitalnih kamera, fotoaparata i raznih drugih uređaja za snimanje. Neobično stoga djeluje podatak kako su komparativne studije CCD i CMOS-a koji se primjenjuju u dentalnoj RTG dijagnostici vrlo rijetke, osobito u svjetlu činjenice kako je digitalno snimanje zubi uvedeno u praksu još 1984.god. na CCD senzoru (4), a da se obje tehnologije koriste paralelno još od početka 21.stoljeća.

Zadaća ovog rada bila je pronaći podatke o usporedbi CMOS i CCD detektora u postojećoj stručnoj literaturi. Pretraga se prvenstveno odnosila na detektore koji se koriste u dentalnoj radiografiji, ali su u završne rezultate uvrštene i neke studije s detektorima koji se koriste u drugim granama medicine ili van nje, jer su nudile konkretne odgovore na pitanja o razlici dviju tehnologija. U Tablici 4 grupirane su sve studije po namjeni detektora koje obrađuju.

Tablica 4. Pregled studija po namjeni detektora koje obrađuju

Namjena detektora	Intraoralno dentalno snimanje (mali pločasti senzori)	Ekstraoralno dento-skeletalno snimanje (linijski senzori)	Medicinske kamere	Senzor-na-čipu za bio-medicinska snimanja	Senzor-na-čipu za snimanja visokih brzina
Broj studije	3.4.1.; 3.4.2.; 3.4.6.; 3.4.7.; 3.4.8.; 3.4.11.; 3.4.12.; 3.4.13.; 3.4.14.	3.4.9.	3.4.3.; 3.4.4.	3.4.5.	3.4.10.

Izvor: Damir Mihalec

Uvidom u Tablicu 4 vidljivo je kako se najveći broj studija odnosi na intraoralne senzore, što može ukazivati na važnost koju izbor takvog senzora ima u svakodnevnoj praksi.

Ovih nekoliko rijetkih studija se bave usporedbom različitih performansi dvaju ili više detektora; to čine različitim metodama i daju rezultate koji se ne mogu jednoznačno zbrojiti. Prilično je nezahvalno iz tako heterogene grupe podataka izvući zaključke, jer je uvijek moguće previdjeti nešto, no čini se kako je opći smjer interpretacije podataka jasan, jer se u literaturi često navode neke bitne značajke jedne ili druge vrste detektora. Naime, CCD se općenito opisuje kao onaj koji ima odličnu prostornu rezoluciju i dobar omjer signala i šuma, dok se CMOS odlikuje brzinom očitavanja snimke,

jednostavnošću, malom potrošnjom energije i značajno nižom cijenom (4). Iz Tablice 4 vidljivo je kako se relativno velik dio istraživača dotaknuo upravo ovih ekonomskih značajki. Kod tehnologije koja se toliko široko koristi kao npr. u dentalnom snimanju, pored kakvoće dijagnostičke snimke postaju bitni i drugi čimbenici poput cijene uređaja i mogućnosti jednostavne implementacije. Možda bi se buduća istraživanja trebala usmjeriti u daljnju specijalizaciju CCD i CMOS detektora, odnosno u dodatni razvoj svojstava koje već posjeduju.

## 6. ZAKLJUČAK

Temeljem pregleda rezultata istraživanja prikazanih u Tablici 2, izvodi se zaključak kako između dviju vrsta detektora ne postoji značajna razlika u kvaliteti snimki koje daju, osobito u najvažnijim osobinama, poput prostorne i kontrastne rezolucije. Razlike koje se pokazuju u svojstvima SNR (bolji je CCD u 2/4 studije) i FR (bolji je CMOS u 2/2 studije) se pokazuju u malom broju studija i zapravo ne utječu na konačni zaključak.

Razlike u subjektivnim dojmovima istraživača koje se bilježe u Tablici 3 dovode do zaključka kako postoji određeni trend preferiranja CMOS tehnologije nad CCD-om u onim svojstvima koja nisu presudna za kakvoću snimke. Ukoliko glavna osobina, tj. dijagnostička kvaliteta snimljenog materijala kod obje tehnološke inačice nema značajnijih razlika, tada ove „sporedne“ osobine mogu biti temelj za odluku o nabavi i/ili primjeni detektora određene vrste.

## 7. LITERATURA

1. Janković S, Mihanović F, ur. Radiološki uređaji i oprema u radiologiji, radioterapiji i nuklearnoj medicini. Split: Sveučilište u Splitu; 2015.
2. Riaud X. First dental radiograph (1896). J Dent Health Oral Disord Ther. 2018;9(1):33–34. DOI: 10.15406/jdhodt.2018.09.00325. Dostupno na: <http://medcraveonline.com/JDHODT/JDHODT-09-00325.pdf> (pristupljeno 05.11.2021.)
3. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology: William H. Rollins award [Internet]. Dostupno na: <https://www.aaomr.org/william-h-rollins-award> (pristupljeno 05.11.2021.)
4. Lacević A, Vranić E, Different digital imaging techniques in dental practice, Bosn J Basic Med Sci, 2004 May;4(5):37-40., PMID: 15629022, PMCID: [PMC7250122](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15629022/), DOI: [10.17305/bjbms.2004.3412](https://doi.org/10.17305/bjbms.2004.3412)
5. Tokyo Electron Limited: Nanotec Museum [Internet]. Dostupno na: <https://www.tel.com/museum/> (pristupljeno 03.06.2021.)
6. Stemmer imaging/ learn/ knowledge base [Internet]. Dostupno na: <https://www.stemmer-imaging.com/en/> (pristupljeno 03.06.2021.)
7. Yester M. CCD digital radiographic detectors, pdf., ppt. Birmingham: University of Alabama. Dostupno na: <https://www.aapm.org/meetings/04ss/documents/yester2.PDF> (pristupljeno 13.08.2021.)
8. Radiopaedia.org; [Internet]. Dostupno na: <https://radiopaedia.org/?lang=us>
9. Hamamatsu, X-ray detector handbook; pdf. Dostupno na: [https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/e09\\_handbook\\_xray\\_detectors.pdf](https://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/e09_handbook_xray_detectors.pdf)
10. Grgat J, Matijaš T. Comparison of different radiographic image receptors, Department of health sciences University of Split, literature review article, Radiological journal 1/2021. str. 2-9
11. Toshiba Electronic Devices and storage corporation [Internet]. Dostupno na: <https://toshiba.semicon-storage.com/ap-en/semiconductor/knowledge/e-learning/cmos-logic-basics/chap1/chap1-3.html> (pristupljeno 15.06.2021.)



12. Sveučilište u Zagrebu, Fakultet elektrotehnike i računarstva.  
MK\_CCD\_BW.pdf, skripta. Dostupno na:  
[https://www.fer.unizg.hr/download/repository/MK\\_CCD\\_BW.pdf](https://www.fer.unizg.hr/download/repository/MK_CCD_BW.pdf)
13. Kitagawa H, Scheetz JP, Farman AG; Comparison of Complementary Metal-Oxide Semiconductor and Charge-Coupled Device intraoral X-ray detectors using subjective image quality; School of Dentistry, The University of Louisville, Louisville, Kentucky, USA; Dentomaxillofacial Radiology (2003) 32, 408–411; <http://dmfr.birjournals.org>
14. Shi X-Q, Benchimol D, Nasstrom K; Comparison of psychophysical properties of two intraoral digital sensors on low-contrast perceptibility; research; Oral Facial Diagnostics and Surgery, Department of Dental Medicine, Karolinska Institutet, Huddinge, Sweden; Dentomaxillofacial Radiology (2013) 42, 20130249; <http://dmfr.birjournals.org>
15. Akbulut S, Erten O, Gokceimam M, et al; Intraoperative near infrared imaging of parathyroid glands: A comparison of first and second generation technologies; J Surg Oncol. 2020;1–6. <https://doi.org/10.1002/jso.26336>
16. Zhu B, Rasmussen JC, Litorja M, Sevick-Muraca EM; Determining the Performance of Fluorescence Molecular Imaging Devices using Traceable Working Standards with SI Units of Radiance; IEEE Trans Med Imaging. 2016 March; 35(11): 802–811. doi:10.1109/TMI.2015.2496898.
17. Murari K, Etienne-Cummings R, Thakor N, Cauwenberghs G; A CMOS In-Pixel CTIA High Sensitivity Fluorescence Imager; IEEE Trans Biomed Circuits Syst. 2011 October; 5(6): 449–458.
18. Aziman C, Halme KH, Shi X-Q; A comparative study on image quality of two digital intraoral sensors; research article; Dentomaxillofacial Radiology (2019) 48, 20190063; <http://dmfr.birjournals.org>
19. Heck K, Litzemberger F, Ullmann V, Hoffmann L, Kunzelmann KH; In vitro comparison of two types of digital X-ray sensors for proximal caries detection validated by micro-computed tomography; research article; Dentomaxillofacial Radiology (2020) 49, 20200338; <http://dmfr.birjournals.org>
20. Olsson L, Nilsson M, Svenson B, Halme KH; The effect of anatomical noise on perception of low contrast in intra-oral radiographs: an in vitro study; research

- article; Dentomaxillofacial Radiology (2016) 45, 20150402; birpublications.org/dmfr
21. Mazucatto Queiroz P, Machado Santaella G, Pereira de Castro Lopes SL, Haiter-Neto F, Queiroz Freitas D; Characteristics of radiographic images acquired with CdTe, CCD and CMOS detectors in skull radiography; Imaging Science in Dentistry 2020; 50: 339-46 <https://doi.org/10.5624/isd.2020.50.4.339>
  22. El-Desouki M, Deen MJ, Fang Q, Liu L, Tse F, Armstrong D; CMOS Image Sensors for High Speed Applications; review; Sensors 2009, 9, 430-444; doi:10.3390/s90100430
  23. Pittayapat P, Oliveira-Santos C, Thevissen P, et al; Image quality assessment and medical physics evaluation of different portable dental X-ray units; Forensic Science International 201 (2010) 112–117; [www.elsevier.com/locate/forsciint](http://www.elsevier.com/locate/forsciint)
  24. Paurazas SB, Geist JR, Pink FE et al; Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging by using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions; Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000;89:356-62; doi:10.1067/moe.2000.103525
  25. Farman AG, Farman TT; A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry; Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005;99:485-9; doi:10.1016/j.tripleo.2004.04.002
  26. Haiter-Neto F, Dos Anjos Pontual A, Frydenberg M, Wenzel A; Detection of non-cavitated approximal caries lesions in digital images from seven solid-state receptors with particular focus on task-specific enhancement filters; An ex vivo study in human teeth; Clin Oral Invest (2008) 12:217–223; DOI 10.1007/s00784-007-0173-5

## 8. ŽIVOTOPIS

Ime i prezime: Damir Mihalec

Datum rođenja: 10. veljače 1969.god.

Adresa: Kupreška 96, 21 000 Split, Republika Hrvatska

Mobitel: 098 891 997

E-mail: [damir.mihalec@gmail.com](mailto:damir.mihalec@gmail.com)

Radno iskustvo:

2014. - voditelj u 3D-Dent d.o.o. stomatološkoj dijagnostici

2013. – 2014. zaposlenik u 3D-Dent d.o.o. stomatološkoj dijagnostici kao prvostupnik radiološke tehnologije

2008. – 2013. zaposlenik u dentalnom RTG kabinetu DZ Dubrovnik

2007. – 2008. stručno osposobljavanje u KBC Split na Kliničkom zavodu za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju (inž. radiol.)

2003. - 2007. zaposlenik u Ljekarne Galen pharma d.o.o. kao farmaceutski tehničar

2000. – 2003. zaposlenik u ZOO industrija Repić d.o.o. kao prodavač

1999. – 2000. zaposlenik u Dolina d.o.o. kao prodavač

1996. - 1999. zaposlenik KBC SPLIT kao pomoćni radnik

1995. – 1996. stručno osposobljavanje u KBC Split, bolnička ljekarna (farm. teh.)

Obrazovanje i osposobljavanje:

2017. - ...Diplomski sveučilišni odjel zdravstvenih studija, smjer: radiološka tehnologija

2001. - 2004. MFST, stručni studij radiološka tehnologija

1984. - 1988. Zdravstvena škola Split, smjer: farmaceutski tehničar

1976. - 1984. Osnovna škola Skalice

Osobne vještine i kompetencije:

sudionik više kongresa, radionica i webinarara za radiološke tehnologe

aktivno korištenje engleskog jezika

skautski voditelj, instruktor međunarodnog „Woodbadge I“ stupnja

aktivno korištenje računala uz upotrebu Microsoft Office paketa i Internet aplikacija

aktivni biciklist i planinar

vozačka dozvola B kategorije