



KTH Teknik och hälsa

Kontrast i röntgenbilder

m. colarieti-tosti

18 maj 2020

Introduktion: Varför SDNR och inte objektkontrast?

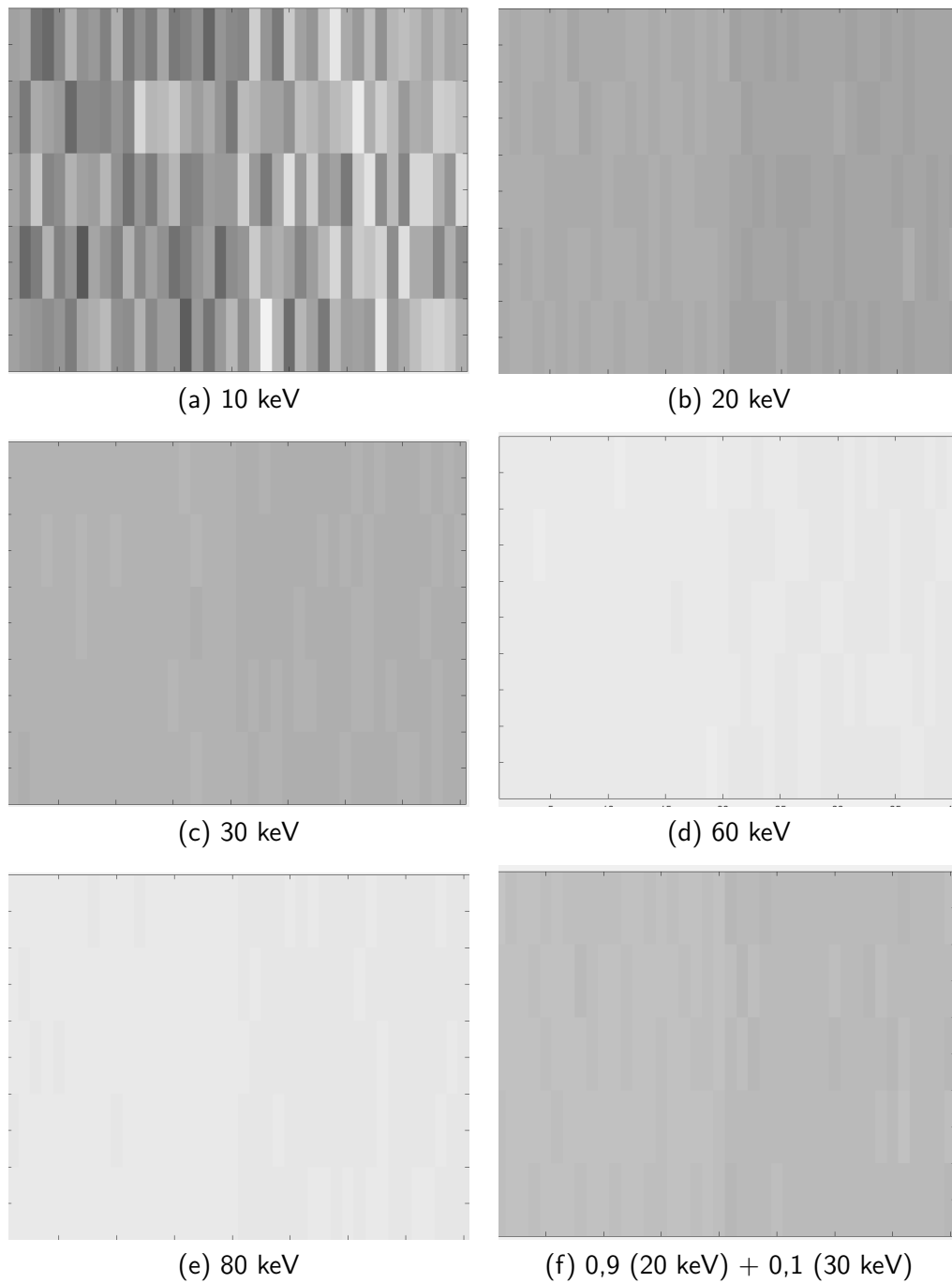
I figur 1 visas simulerade röntgenbilder för 1 cm tjocka skivor av fett och muskel lagda intill varandra, när 1000 fotoner / detektorpixel skickas genom både muskel och fett och under antagandet att detektorn detekterar samtliga fotoner som går genom skivorna (en bild av experimentell set up återfinns i figur 2). Bilderna är tagna vid 5 olika energier 10 keV, 20 keV, 30 keV, 60 keV samt 80 keV. Som ni kan själva se, bilden som fås med den lägsta energin (10 keV) är inte den bästa som vi skulle förvänta oss från objektkontrast-beräkningar och, baserad på bilderna vid de olika energierna, skulle jag nog välja en röntgenspänning på 30 kV samt lägga till ett filter som tar bort fotonerna med $E \leq 10$ keV för att få ut bästa möjliga bild. (Ett hum om hur bilden skulle se ut i det senare fallet visas i figur fig:expevidens (e)). Ni kan själv bedöma om ordet skarpare är den bästa beskrivningen, men det är definitivt inte helt fel. Ni kanske förstår också den viktiga poäng att mjukvävnadskontrast i röntgenbilder är inte den bästa.

Långt svar på frågan

Vad ger kontrast i en röntgenbild? Det finns flera aspekter som bidrar, det är lättare att förstå dem om man behandlar dem var för sig.

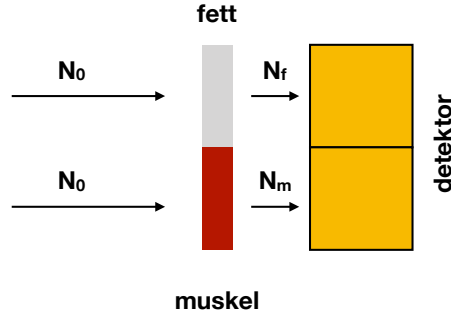
Objektkontrast: Detta är den inneboende skillnad i attenueringsförmåga i ett objekt. Man skulle kunna uppnå objektkontrast i en bild om man samlar data under en oändlig lång tid. Objektkontrast beror på energin hos inkommande fotoner. Objektkontrast definieras som den relativa skillnaden i antal primära (det vill säga icke attenuerade) fotoner genom objektet respektive bakgrund.

Här följer ett exempel som visar definitionen av objektkontrast, hur man räknar ut det i ett enkelt fall samt dess beroende på fotonenergi.



Figur 1: Röntgenbilder av huvudingredienser i salami tagna vid olika energier (a-e). Bilden i nedre, högra hörnet visar bilden som fås om man summerar 90% av bild (b) och 10% av bild (c). Samtliga bilder är simulerade, inga salami har lidit för er utbildningsskull

Låt oss antaga att vi har ett objekt som består av två 1 cm-tjocka skivor av fett- respektive muskelvävnad och att vi *röntgar* objektet så som visas i figur 2



Figur 2: N_0 fotoner alla med samma energin E , skickas genom en 1 cm-tjock skiva av fett och N_f oattenuerade (eller primära) fotoner kommer ut på andra sidan. N_0 fotoner alla med samma energin E , skickas genom en 1 cm-tjock skiva av muskel och N_m oattenuerade (eller primära) fotoner kommer ut på andra sidan.

Om vi antar att vår detektor är perfekt så kommer vi att få en skillnad i signalen mellan pixeln bakom muskel och pixeln bakom fett som är proportionell mot differensen $N_f - N_m$. Det förväntade värdet på antal primära fotoner bakom respektive skivan kan beräknas med hjälp av Beers lag (x här indikerar skivans tjocklek):

$$N_f = N_0 e^{-\mu_f(E)x}$$

$$N_m = N_0 e^{-\mu_m(E)x}$$

Den relativa skillnaden i antal primära fotoner genom fett respektive muskel är då:

$$c = \frac{N_f - N_m}{N_f} = \frac{N_0 e^{-\mu_f(E)x} - N_m}{N_0 e^{-\mu_f(E)x}} = 1 - e^{-(\mu_m(E) - \mu_f(E))x}$$

Värden för μ vid olika energier för fett (soft tissue) och muskel kan hittas på NIST:s hemsida (<https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>) och visas i tabell 2 för några utvalda energier. I samma tabell visas också objektkontrast vid valda energier för $x = 1$ cm. Det framgår tydligt från tabellen att objektkontrast minskar med ökande fotonenergi.

Signal difference: Bilden byggs upp av signalen som registreras hos detektor. I exemplet som beskrivs i figur 2 så kan vi antaga att samtliga primära fotoner genom fett kommer att samlas i den övre pixeln medan samtliga primära fotoner genom muskel samlas i den nedre pixeln. Detektorer i röntgen är energi-integrerande, så, signalen i respektive pixel (S_o signal i övre, S_n signal i nedre) kommer att vara:

$$S_o = N_f \cdot E = N_0 e^{-\mu_f(E)x} \cdot E$$

E (keV)	μ_f (cm ⁻¹)	μ_m (cm ⁻¹)	c för 1 cm
10	5,379	5,624	22%
20	0,823	0,861	4%
30	0,379	0,397	2%
60	0,2048	0,2150	1%
80	0,1823	0,1914	1%

Tabell 1: Attenueringskoefficient och motsvarande objektkontrast för 1 cm-tjock fett och 1 cm-tjock muskel vid olika fotonenergier.

$$S_n = N_m \cdot E = N_0 e^{-\mu_m(E)x} \cdot E$$

(Observera att signalerna ovan har dimension av en energi, men detektorn kommer att omvandla dessa energier till en elektrisk signal som sedan kan digitaliseras med hjälp av en analog-to-digital omvandlare. Under processen kan man ha olika faktorer som amplifierar signalen och i slutändan är det inte möjligt att ange en korrekt energienhet för signalen. I fortsättning kommer jag då att antaga att det finns ingen amplifikation av signalen men lämnar ut enheterna.)

Eftersom både antal primära fotoner genom liksom E ökar med ökande E , förväntar vi oss större signaler med ökande E . Detta bör också rimligtvis ge ökande (absolut) signalskillnad. I tabell 2 har jag räknat ut S_o , S_n , $S_o - S_n$ och den relativa signalskillnaden $(S_o - S_n)/S_o$ för valda energier med (godtyckligt valt) $N_0 = 10^3$ och förväntningarna ovan verkar stämma. Vänligen notera att, medan signaldifferensen ökar, den relativa signaldifferensen $(S_o - S_n)/S_o$ har en liknande trend som objektkontrast.

E (keV)	S_o	S_n	$S_o - S_n$ för 1 cm	$(S_o - S_n)/S_o$ för 1 cm
10	46	36	10	22%
20	8782	8455	328	4%
30	20536	20170	366	2%
60	48889	48392	497	1%
80	66668	66064	604	1%

Tabell 2: Signaldifferens och relativa signaldifferens för 1 cm-tjock fett och 1 cm-tjock muskel vid olika fotonenergier.

Brus: Både emission och detektion av joniserande strålning är en stokastisk fenomen som följer Poissonfördelning. Poissonfördelning kännetecknas av att medelvärdet av distributionen är lika med distributionens varians. Enkelt beskrivet betyder det att, om förväntade antal detekterade fotoner bakom fett är N_f så kommer man, i cirka 67% av fallen, att mäta ett antal fotoner i intervallet $[N_f - \sqrt{N_f}, N_f + \sqrt{N_f}]$ (eller, om man är pessimist, i cirka 33% av fallen kommer man att få ett antal som understiger $N_f - \sqrt{N_f}$ eller överstiger $N_f + \sqrt{N_f}$). Detta är inte något som har att göra med detektorteknologi utan är ett fundamentalt fysikaliskt egenskap av fotonräkning (och även av fotonutstrålning)! Det går med andra ord inte att göra bättre än så. För att

försöka exemplifiera: Om jag gör ett enda försök med 1000 fotoner av energi 10 keV skickad genom fett och lika många av samma energin skickad genom muskel ett inte alltför osannolik utfall av detta experiment är att få ut 40 fotoner i båda fall. Bilderna som visas i figur 1 är 5×40 pixel, 5×20 pixel ligger bakom fett och 5×20 ligger bakom muskel. Man kan då tolka bilderna som 20 stycken oberoende mätningar med 1000 fotoner var och då kan man uppskatta spridning av resultat av de olika försök i spridning i färgen som de olika pixlarna (som avbildar samma vävnad) har. Detta brus som oundvikligt finns i röntgenbilder (och emissionsbilder) kallas Poisson eller Quantum Noise. I tabell 2 har jag räknat nu $S_o \pm \sqrt{S_o}$ och $S_n \pm \sqrt{S_n}$, jag låter till läsaren nöjen att försöka uppskatta värden för de resterande kolumnerna i tabellen. Övningen kan hjälpa till att förstå nästa begrepp Signal Difference to Noise Ratio (SDNR) som introduceras nedan.

E (keV)	S_o	S_n	$S_o - S_n$ för 1 cm	$(S_o - S_n)/S_o$ för 1 cm
10	46 ± 7	36 ± 6	?	?%
20	8782 ± 94	8455 ± 92	?	?%
30	20536 ± 143	20170 ± 142	?	?%
60	48889 ± 221	48392 ± 220	?	?%
80	66668 ± 258	66064 ± 257	?	?%

Tabell 3: Signal och relativa osäkerhet för 1 cm-tjock fett och 1 cm-tjock muskel vid olika fotonenergier. Läsaren uppmuntras att räkna ut signaldifferensen och den relativasignaldifferensen i en enskild mätning

SDNR: De som har försökt fylla i de tomma kolumnerna i tabell 2 har förstått att signaldifferens kan i praktiken antaga olika värde i olika försök. Vi behöver därför en storhet som kan berätta för oss om vi kan förvänta oss se en skillnad i bilden eller inte. Något som enkelt beskriver skillnaden mellan bilderna i figur 1. Ett (men det finns flera) sådant mått är Signal Difference to Noise Ratio, som i fallet vi diskuterar här är:

$$SDNR = \frac{S_o - S_n}{\sqrt{S_o} + \sqrt{S_n}}$$

Idéen är enkel, om signalskillnaden är mindre än bruset ($SDNR < 1$) då kan man ha experiment som har ett utfall som är tvärtom det förväntade utfallet. Om $SDNR > 1$, då kan man i alla fall vara säker att $S_o > S_n$ i de flesta (cirka 70% av dem) enskilda mätningar som man gör. Om $SDNR > 20$, då kan man vara säker att signaldifferens är stor och "rätt" i samtliga enskilda mätningar som man gör. Om man jämför SDNR-värden i tabell 2 med bilder i figur 1 så kan man lätt övertyga sig att SDNR korrelerar med den upplevda bildkontrast mycket bättre än vad objektkontrast eller signaldifferens gör. Från tabell 2 kan man också härleda att det finns en optimal energin för avbildning av muskel i fett (någonstans mellan 10 keV och 30 keV) och även att bildkontrast för muskel i fett i röntgenbilder är relativt dåligt (kom ihåg att $N \pm \sqrt{N}$ täcker bara cirka 70% av fallen, för att täcka 95% av fallen behöver man sträcka sig till $N \pm 2\sqrt{N}$ och

då är en $SDNR \geq 2$ är det minsta man skall begära). Man kan också tolka bilden i figur 1(e) som effekten av en lyckad kombination av den högre kontrast vid 20 keV och det lägre relativa bruset från bilden vid 30 keV.

E (keV)	S_o	S_n	$SDNR$ för 1 cm
10	$46 \pm 6,8$	36 ± 6	0,8
20	8782 ± 94	8455 ± 92	1,8
30	20536 ± 143	20170 ± 142	1,3
60	48889 ± 221	48392 ± 220	1,1
80	66668 ± 258	66064 ± 257	1,2

Tabell 4: SDNR för 1 cm-tjock fett och 1 cm-tjock muskel vid olika fotonenergier.