

# Informasjonsteoretisk analyse av et hørselstap

Olav Kvaløy

NTAF

Oslo

November 2009

# Bakgrunn

- Øret er en informasjonskanal
- Ved et hørselstap reduseres kanalens kapasitet
- Noe kan justeres med et høreapparat, men ikke alt
- Ideen bak arbeidet var å prøve å finne en sammenheng mellom hørselstap og kanalkapasiteten.
- Dette vil representere en **absolutt grense for** hva som kan oppnås med **et høreapparat**

# ”An information theoretical model of hearing loss due to widening of auditory filters”

Mathias Lervold

Student project in TTT4560 Multimedia Signal Processing  
NTNU, Trondheim

December 15, 2008

# Ørets kanalkapasitet

- Øret har en minste frekvensoppløsning (litt varierende med nivå)
- Øret har en minste nivåoppløsning (litt varierende med frekvens)
- Øret har en begrensning i hvor hurtige endringer i nivå/frekvens som kan oppfattes
- Maskering gjør at disse enhetene ikke er uavhengige
- Til sammen kan dette beregnes til å gi en informasjonskapasitet på 8000 bit/sek

Se: 'Information and the Human Ear', Homer Jackobson, JASA Vol.23,nr.4, July 1951

# Ørets kanalkapasitet

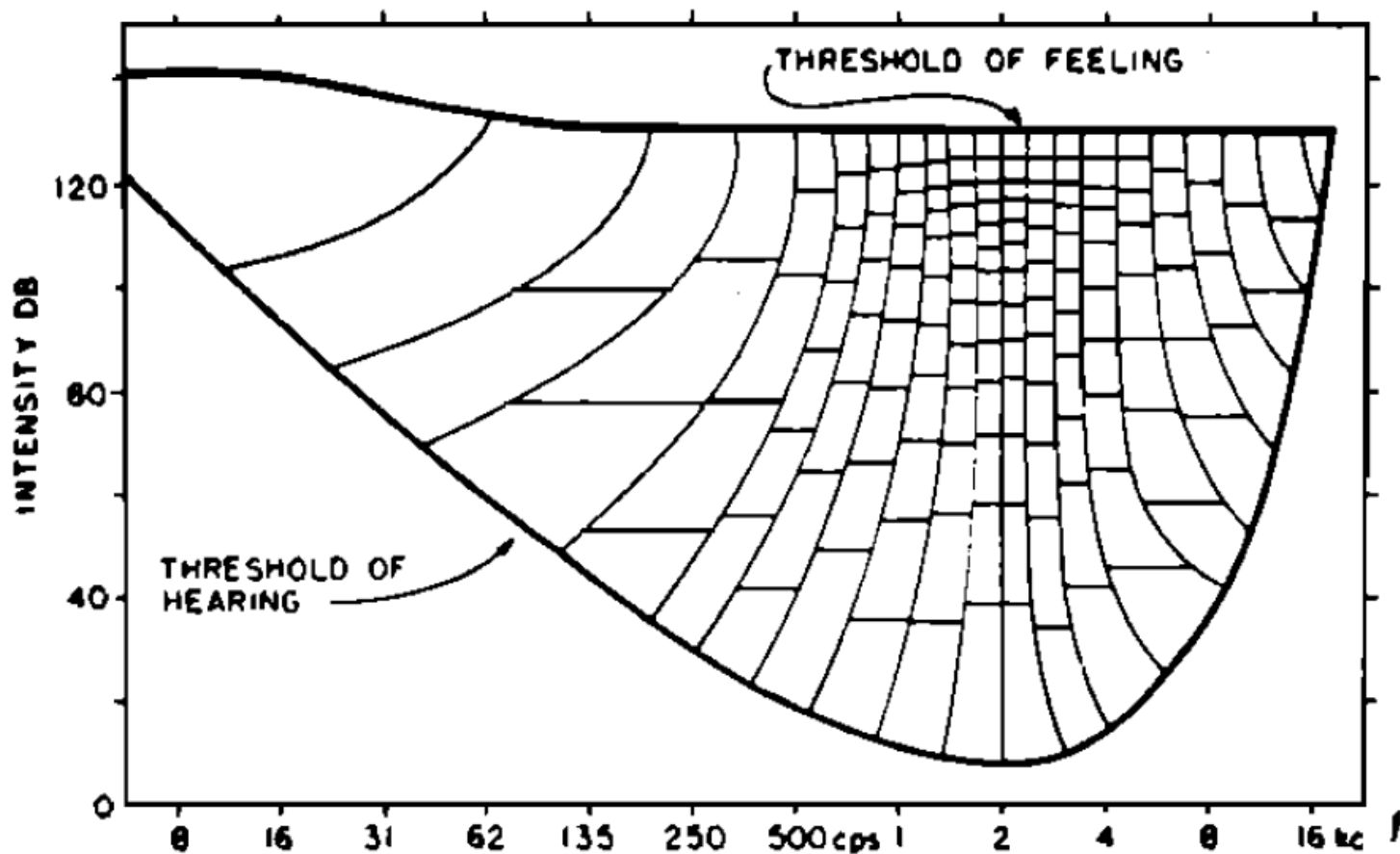


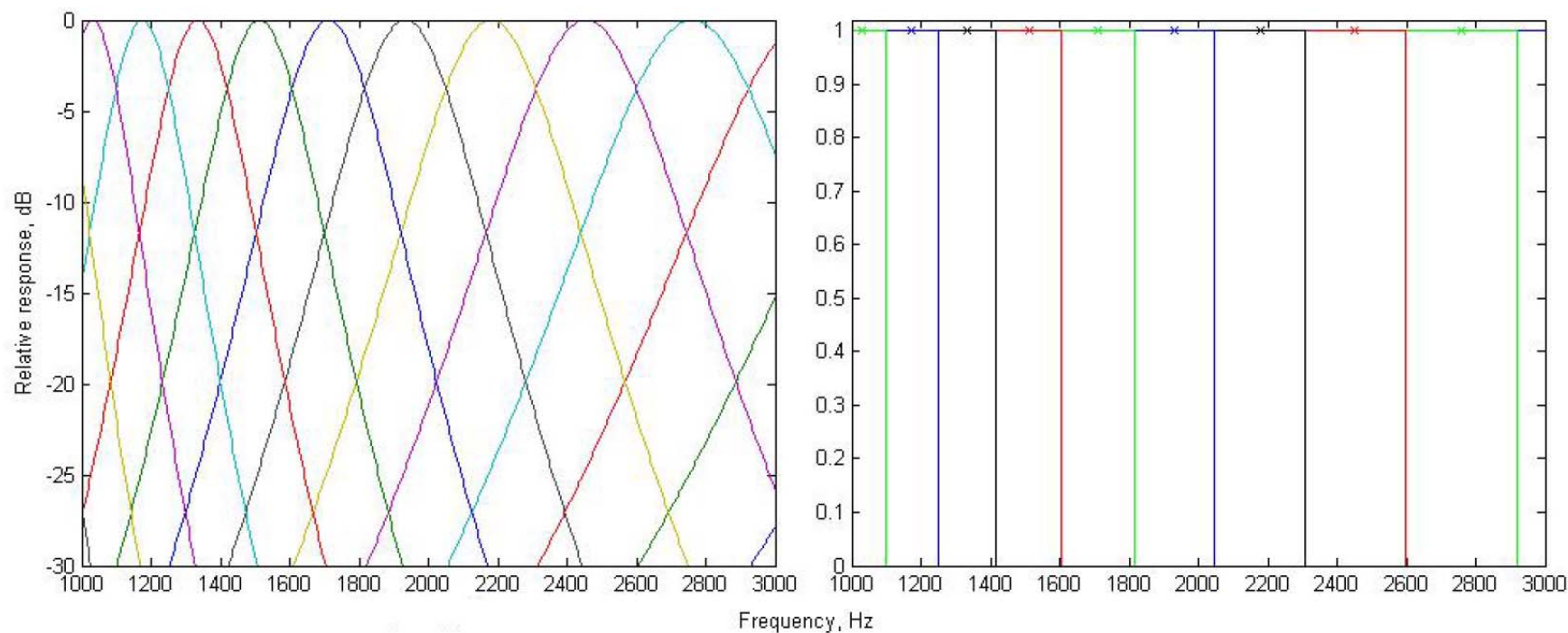
FIG. 5. Schematic cross section of the hearing area.

Figur fra 'Information and the Human Ear', Homer Jakobson, JASA Vol.23,nr.4, July 1951

# Om arbeidet:

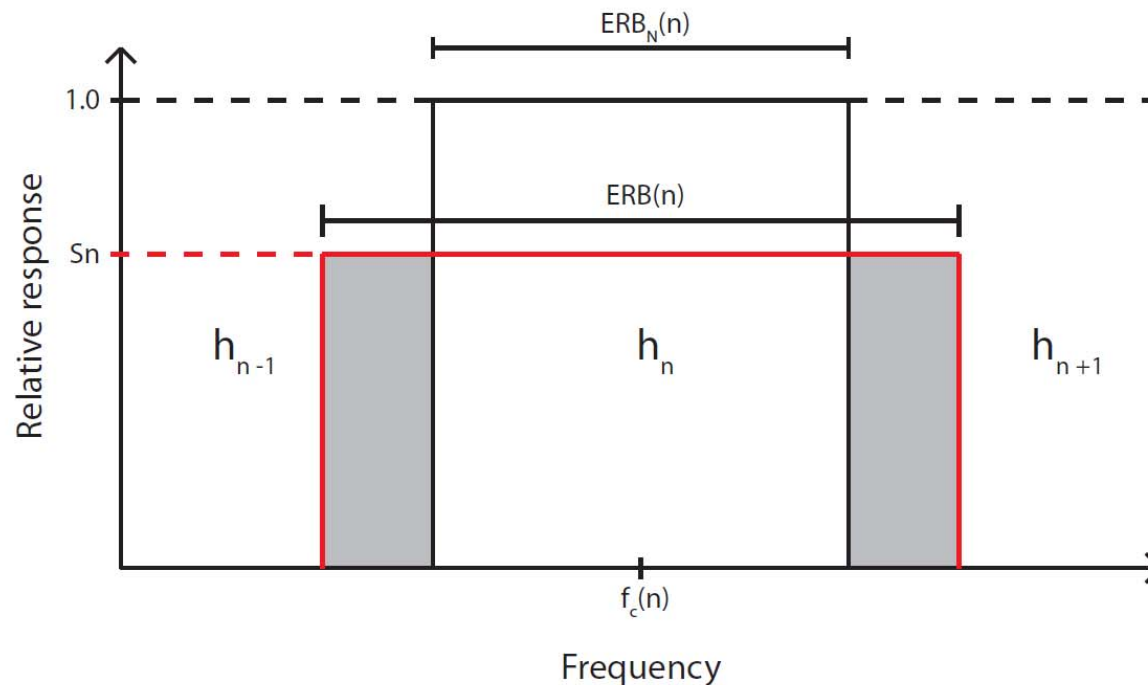
- Når OHC skades blir de auditive filtrene bredere, systemet får lavere frekvens-spesifisitet
- Modellen ser på denne reduserte frekvensoppløsning (og bare den!)
  
- Modellen bruker et 'flatt' hørselstap
- Vi ser bare på skader i OHC
- Modellen inkluderer ikke informasjonstap grunnet lavere følsomhet / dynamikk
- Vi antar signal fra et sidebånd som forstyrrende støy (uten informasjon)
- Vi bruker Moore's ERB data for 1kHz

# 'Equivalent Rectangular Bandwidth' - en forenkling av auditive filter



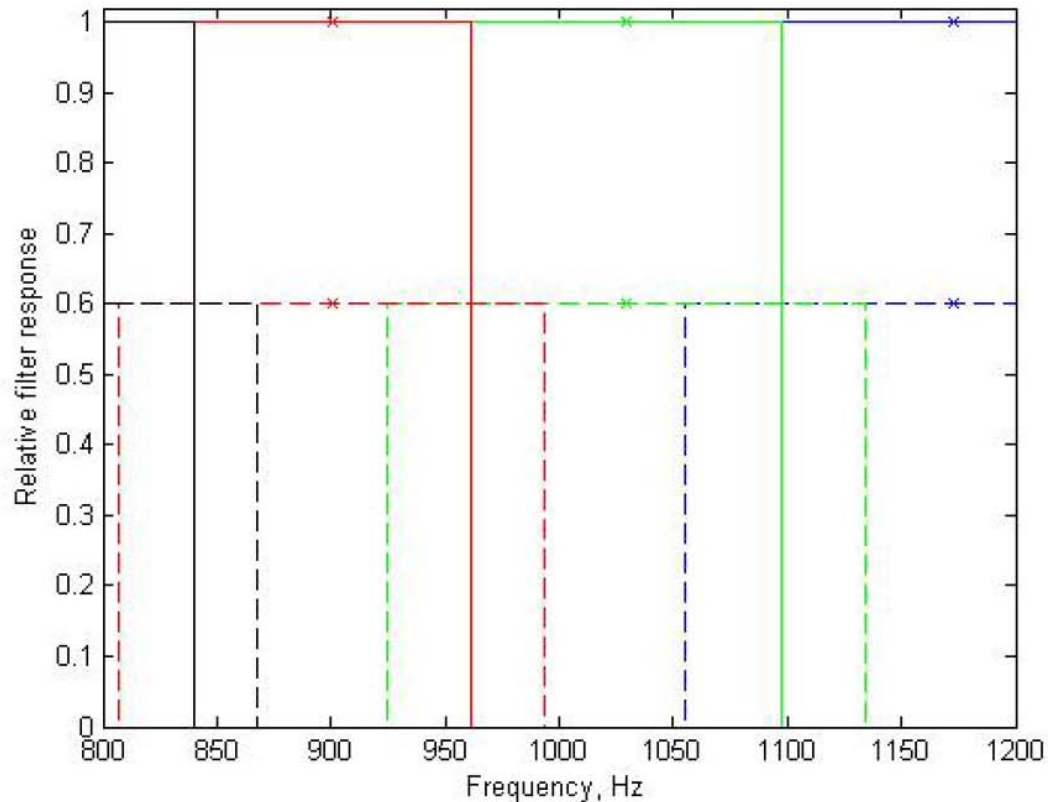
**Figure 18:** Comparison of overlapping gammatone filters  $g_n(t)$  and non-overlapping rectangular filters  $h_n(t)$ .

# Signalet flyter inn i 'sidebåndene'



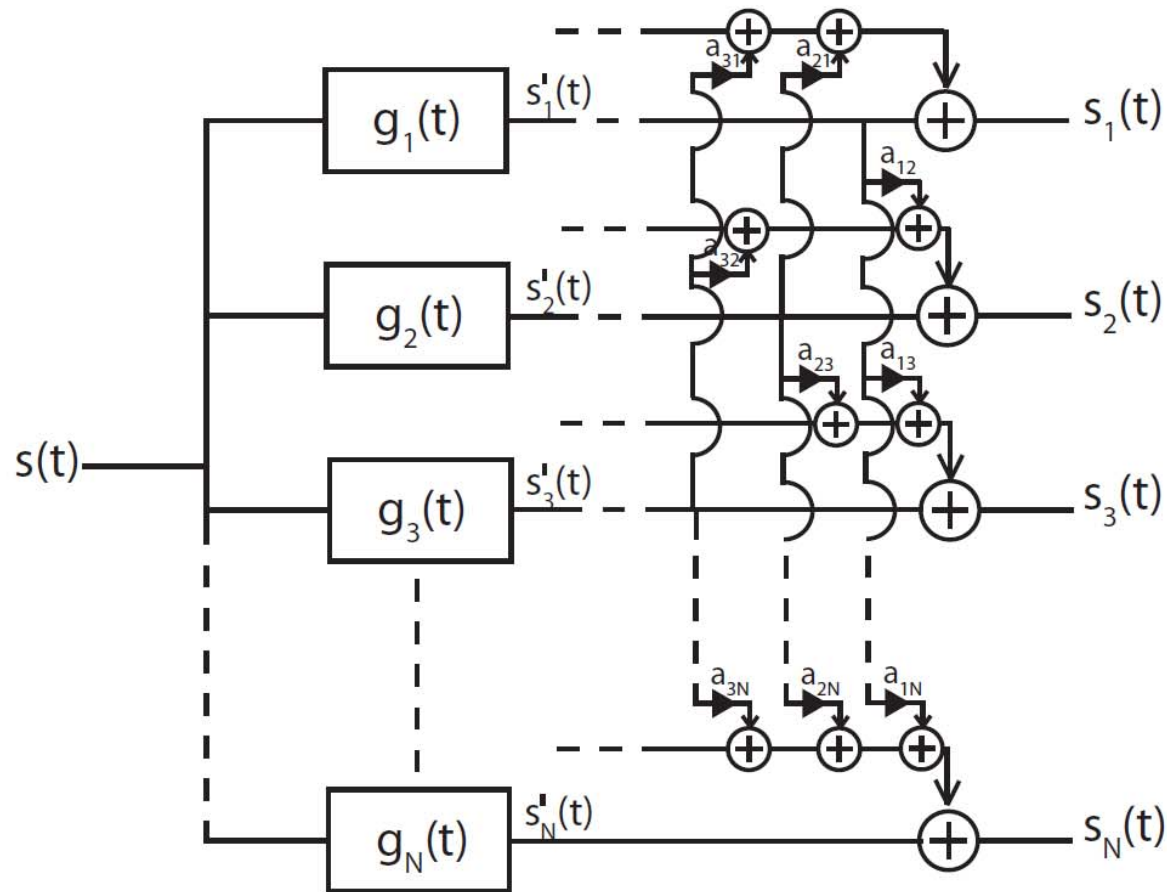
**Figure 17:** Rectangular filter for normal hearing (black solid line) and impaired hearing (red solid line). The grey area illustrates the additional noise as a result of the filter broadening.

# Signalet flyter inn i 'sidebåndene'



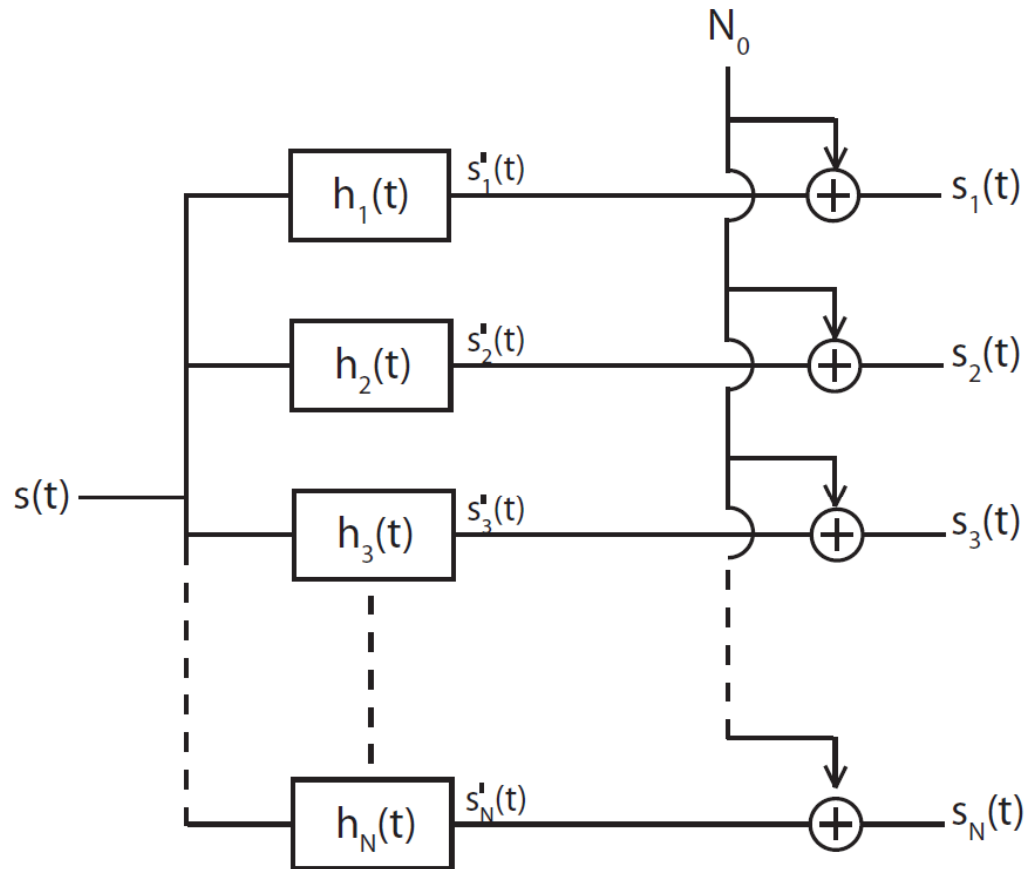
**Figure 19:** Example of filter broadening in the rectangular filter model as a result of an increase in absolute threshold around 1 kHz. Solid lines are normal hearing and broken lines are impaired hearing with a threshold at 35 dB.

# Matematisk modell:



**Figure 15:** A model of the auditory system with  $N$  filters, where each filter adds a noise component to all the other filters.

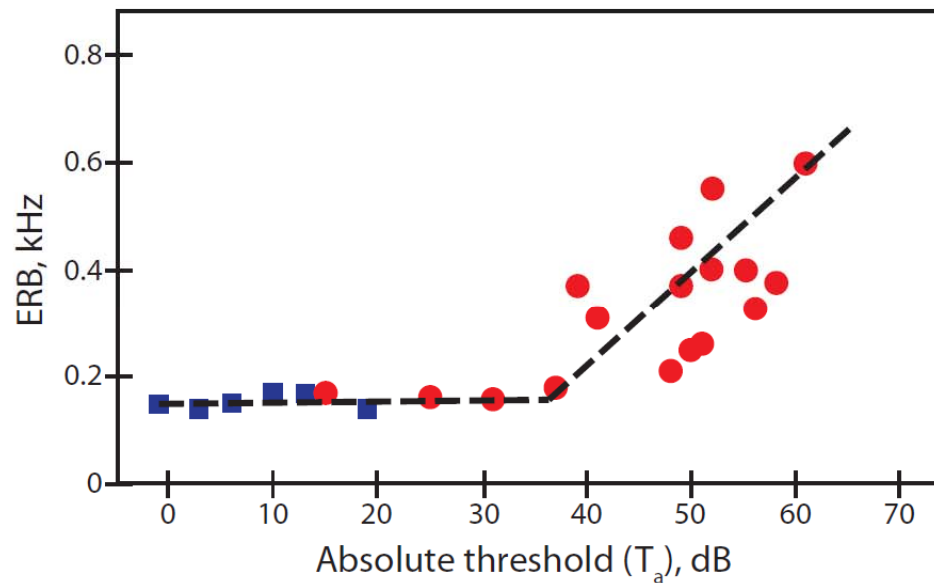
# Forenklet matematisk modell:



**Figure 16:** A simplified AWGN model of the auditory system with  $N$  filters and noise spectral density  $N_0$ .

# ERB som funksjon av hørselstap

$$\text{ERB} = f_c \times (-0.135 + 0.0097 \times T_a) \text{ [Hz]} \quad (3)$$



**Figure 8:** The relationship between ERB and absolute threshold at 1 kHz. Normal ears labeled with blue squares and impaired ears with red circles [3].

# 'Støyen' begrenser kanalkapasiteten

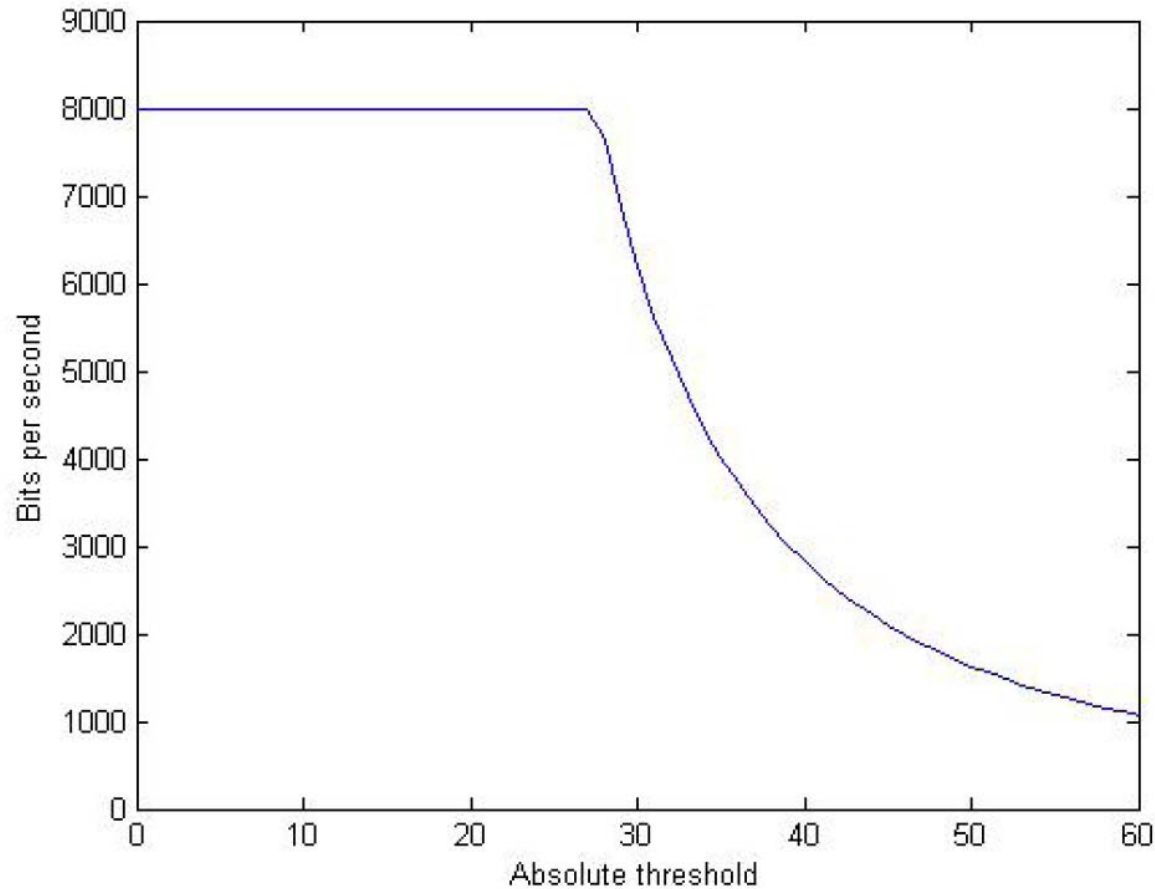
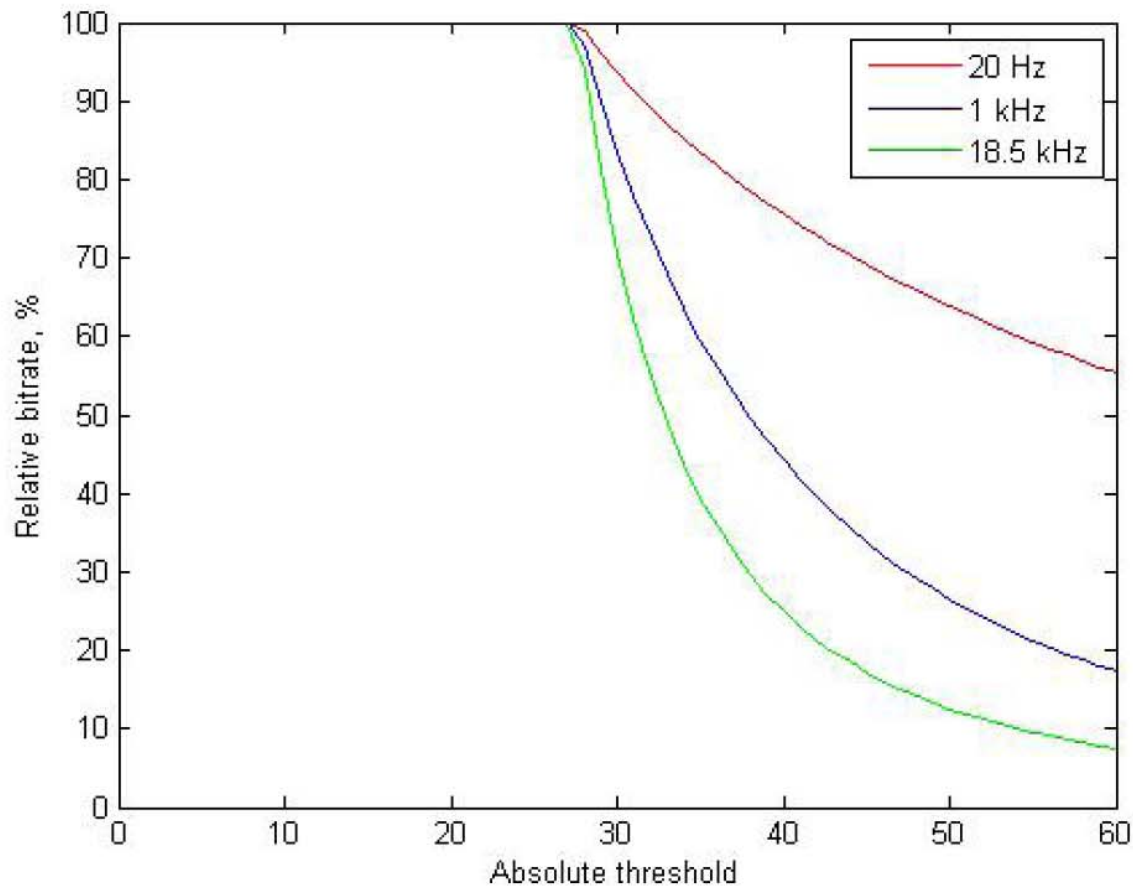


Figure 22: Relationship between channel capacity and absolute threshold.

# Frekvensavhengighet



**Figure 23:** Relationship between relative bit-rate and absolute threshold for filters at 20 Hz (red line), 1 kHz (blue line) and 18.5 kHz (green line).

# Konklusjoner

- Modellen viser hvordan dårligere frekvensselektivitet kan begrense kanalkapasiteten
- Det skjer ingenting før tapet er større en 30dB (hvis Moore's antagelser er riktige)
- Kanalkapasiteten kan bli betydelig redusert (ned til 20% av opprinnelig verdi)
- Effekten er størst ved de høyeste frekvensene

# Takk for meg!



Har du hørt at jeg er valgt inn i styret i NTAF?

Ja, jeg hører det klart og tydelig