Bildverarbeitung in der Medizin

Teil 4

Filter 1

Jürgen Braun, Dagmar Krefting – Institut für Medizinische Informatik
Ingolf Sack – Institut für Radiologie

CHARITÉ

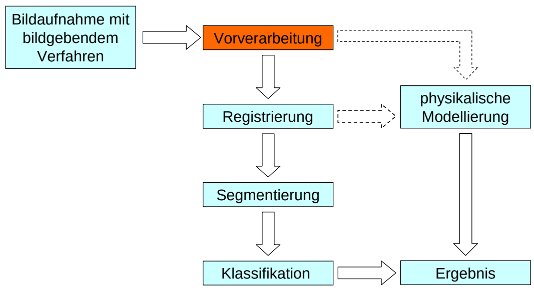
Übersicht Filter 1

- Anwendung Filterung in der Bildverarbeitungskette
- Lineare Filter im Ortsraum
- Lineare Glättungsfilter
- Lineare Filter im Frequenzraum

Ziel der Vorlesung

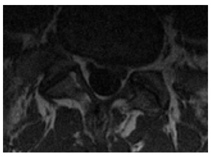
- Anwendung von Filterung
- Filterung im Ortsraum: Faltung und Filterkernel
- Struktur von Filternkerneln
- Anwendungen in der medizinischen Bildverarbeitung
- Filterung im Frequenzraum: Fouriertransformation
- Struktur von Frequenzfiltern
- Anwendungen in der medizinischen Bildverarbeitung
- Grenzen der linearen Filterung, Lösungsmöglichkeiten

Vorverarbeitung: Filterung

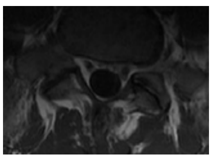


Ziel von Filteroperationen

- Rauschunterdrückung
  - Jedes bildgebende Gerät verursacht technisch bedingt Rauschen
  - Signal-Rausch-Verhältnis ist Qualitätsmerkmal
    - SNR = Signalintensität/Rauschintensität



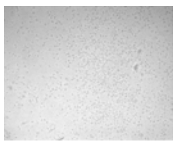
MRT eines Bandscheibenvorfalls
Dünnschichtverfahren



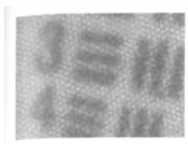
MRT eines Bandscheibenvorfalls
Dünnschichtverfahren

Ziel von Filteroperationen

- Unterdrückung von Bildartefakten
  - Inhomogener Helligkeitsverlauf durch ungleichmäßige Ausleuchtung, Magnetfeld etc.
  - Strukturen im Bild durch Aufnahmetechnik



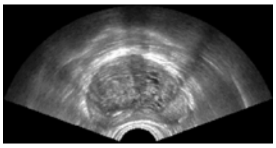
Mikroskopaufnahme von Neuronen, inhomogene Ausleuchtung



Endoskopaufnahme eines Testbildes, Wabenstruktur durch optische Fasern

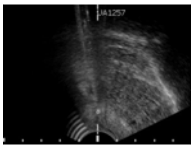
Ziel von Filteroperationen

- Reduktion von objektabhängigen Artefakten
  - Abschattung von Objekten bei Durchlichtverfahren
  - Artefakte bei sonographischen Aufnahmen



US der Prostata

Distale Schallabschwächung, Speckle

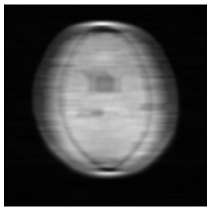


US der Prostata mit Biopsienadel

Reverberation und Schallverstärkung

Ziel von Filteroperationen

- Korrektur von Aufnahmefehlern
  - Bewegungsunschärfe



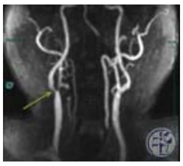
MRT des Gehirns

Patient hat sich während der Aufnahme bewegt

Ziel von Filteroperationen

- Hervorhebung bestimmter Bildinformationen
  - Relevante Raumskalen für medizinische Fragestellung
  - Hervorhebung von Kanten, Formen, Strukturen

US in der Pränataldiagnostik, Biparietaler Durchmesser



MR Angiographie, Kalibermessung Einengung der rechten Halsschlagader als Ursache für einen Schlaganfall

Bildmanipulation im Ortsraum

Ergebnisbild ergibt sich aus Manipulation der Pixel im Ausgangsbild

$$\boxed{g(x,y) = T[f(x,y)]}$$

g(x,y): Wert des Pixels (x,y) im Ergebnisbild

f(x,y): Wert des Pixels (x,y) im Ausgangsbild

T: Transformationsoperator

Bildgröße: $\boxed{x = 0,1,2,..,M, y = 0,1,2,..,N}$

Bildmanipulation im Ortsraum

Beispiel: Bildinversion

g(x,y) = – f(x,y)

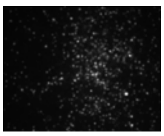
f(x,y): CT der inneren Organe

g(x,y): Invertiertes Bild

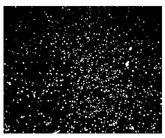
Bildmanipulation im Ortsraum

Beispiel: Maskierung mit einem Binärbild h(x,y)

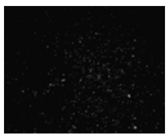
$$\boxed{g(x,y) = h(x,y) \cdot f(x,y)}$$



f(x,y): Langzeitaufnahme Biolumineszenz



h(x,y): Maske: Zellen detektiert im Mikroskopbild



g(x,y): Zellspezifische Auswertung möglich

Ein Filterkernel

Filterkernel w(s,t) ist eine Koeffizientenmatrik

Kernelgröße meist ungrade: $m = 2a+1$, $n = 2b+1$

w(-1,-1)	w(-1,0)	w(-1,1)
w(0,-1)	w(0,0)	w(0,1)
w(1,-1)	w(1,0)	w(1,1)

Koeffizientenverteilung in einem 3x3 Kernel

Lineare Filterung

Korrelation von Kernel mit Ausgangsbild:

$$g(x,y) = \sum_{s=-a}^{a} \sum_{t=-b}^{b} w(s,t) f(x+s, y+t)$$

Berücksichtigung der Pixelnachbarschaft

Am Bildrand nur teilweise Nachbarschaft vorhanden: Problematisch bei großen Kerneln

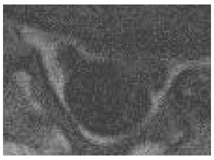
Konstruktion verschiedener Filter durch Variation der Koeffizienten des Kernels.

Faltung – Beispiel 3x3 Glättungsfilter

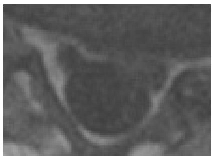
Mittelung mit 8er Nachbarschaft

$$g(x,y) = \sum_{s=-1}^{1} \sum_{t=-1}^{1} \frac{1}{9} \cdot f(x+s, y+t)$$

1/9	1/9	1/9
1/9	1/9	1/9
1/9	1/9	1/9



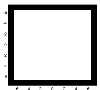
f(x,y): Dünnschicht MRT Bandscheibenvorfall



g(x,y): Rauschreduziertes Bild

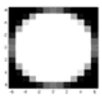
Lineare Filter – Glättungsfilter

Rechteckfilter: $w(s,t) = 1/(n+m)$



Standardfilter bei kleinen Kerneln

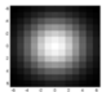
Kreisfilter: $w(s,t) = 1/(\pi R), \forall \sqrt{s^2+t^2} \leq R$



Berücksichtigt den Abstand

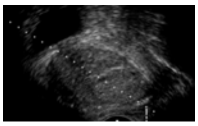
Gaussfilter: $w(s,t) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{s^2+t^2}{2\sigma^2}\right)$

Wichtet Abstand



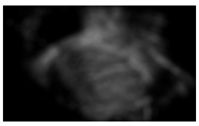
Lineare Filter – Glättungsfilter

Reduktion von Speckles im Ultraschallbild

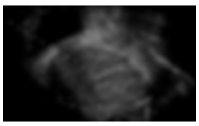


Transrektaler US der Prostata mit Biopsieführung

13x13 Rechteckkernel Betonung 13x13 Quadrate



Kreisförmiger Kernel, R = 6 Betonung R=6 - Kreise



Gaussförmiger Kernel, sigma = 4

Einsetzbarkeit von linearen Glättungsfiltern

Lineare Glättungsfilter sind nicht kantenerhaltend

- gut verwendbar für kleinskaliges Rauschen, qualitative Bildverbesserung
- nur bedingt verwendbar für quantitative Bildverarbeitung

Nichtlineare Glättungsfilter

Der Einfluss der Pixel in auf das Ergebnis hängt nicht (allein) von ihrer Lage relativ zum aktuell berechneten Pixel ab.

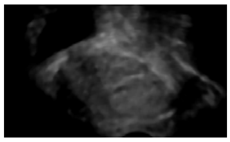
<u>Wichtungsfaktoren:</u>

- Pixelwerte (Intensitäten)
- Absolute Lage im Bild (Wichtungsmaske)
- Pixelwerte in der Nachbarschaft
- …

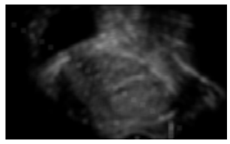
Nichtlineare Filter – 7x7 Medianfilter

Median der 48er Nachbarschaft

$$g(x,y) = \underset{s=-3,\ldots,0,\ldots,3,\, t=-3,\ldots,0,\ldots,3}{median}\{f(x-s,y-t)\}$$



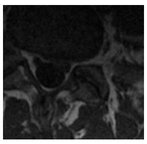
g(x,y): 7x7 Medianfilter



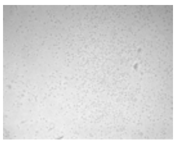
Vergleich: 7x7 linearer Glättungsfilter

Filterung von Raumskalen

- Rauschen: Kleinskalige Änderung der Grauwerte
- Inhomogene Ausleuchtung: Großskalige Änderung der Grauwerte
- Periodische Artefakte



Rauschen



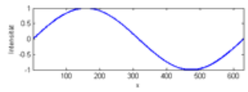
inhomogene Ausleuchtung

Periodische Artefakte

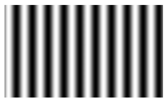
Raumskalen und Raumfrequenzen

Grobe Strukturen

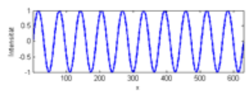
Tiefe Frequenzen



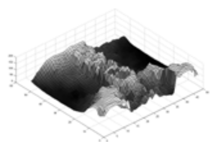
Feine Strukturen

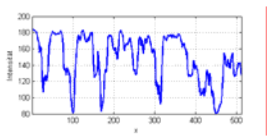


Hohe Frequenzen



Ein Bild als digitales Signal

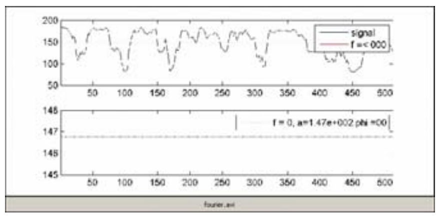




Zerlegung des Signals in Frequenzanteile

Jedes Signal kann in harmonische Wellen mit verschieden Frequenzen zerlegt werden

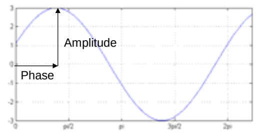
$$x_n = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{k=0}^{N-1} F_k e^{+i2\pi \frac{n}{N} k}$$

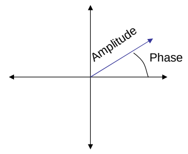


Fouriertransformation

Die Anteile der einzelnen Wellen ist festgelegt durch:

- Amplitude der Schwingung
- Phase der Schwingung

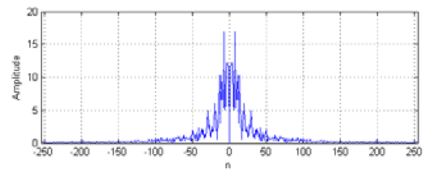




Amplitude und Phase sind durch den komplexen Fourierkoeffizienten F_k bestimmt

Fourierspektrum

Das Fourierspektrum gibt die Amplituden der einzelnen Frequenzanteile wieder



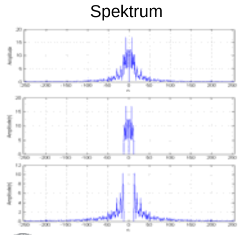
Für alle reellen (messbaren) Signale ist das Spektrum symmetrisch um n = 0 (Mittelwert)

Oft wird der redundante Teil n < 0 weggelassen.

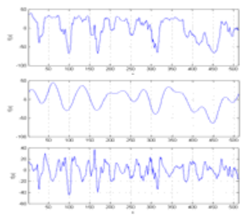
Filtern im Frequenzraum

- Durch Manipulation der Fourierkoeffizienten können ausgewählte Frequenzanteile verstärkt oder unterdrückt werden
- Das gefilterte Signal wird durch Rücktransformation erhalten

Spektrum



Rücktransformation

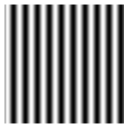


Fouriertransformation von Bildern

- Bilder können als zweidimensionale Signale aufgefasst werden
- Fouriertrafo in kann hintereinander durchgeführt werden

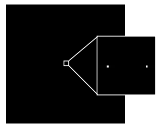
$$F_{k,l} = \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_{m=0}^{M-1}\sum_{n=0}^{N-1} x_{n,m} e^{-i2\pi(nk/N+ml/M)}$$

$$F_{k,l} = \frac{1}{\sqrt{M}}\sum_{m=0}^{M-1} e^{-i2\pi ml/M} \frac{1}{\sqrt{N}}\sum_{n=0}^{N-1} x_{n,m} e^{-i2\pi nk/N} = \frac{1}{\sqrt{M}}\sum_{m=0}^{M-1} F_{k,m} e^{-i2\pi ml/M}$$



Ausgangsbild: $x_{n,m}$

Fouriertrafo der Spalte: $F_{k,m}$



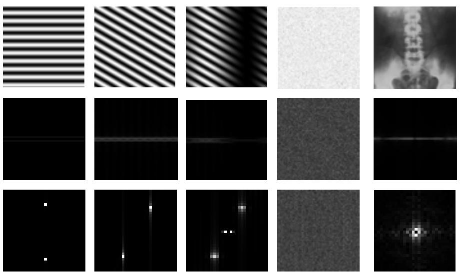
Fouriertrafo der Zeilen von $F_{k,m}$: $F_{k,l}$

Fouriertransformation von Bildern

$x_{n,m}$

$F_{k,m}$

$F_{k,l}$



Filterfunktionen

Gefiltertes Fourierspektrums $G_{k,l}$ durch Multiplikation des Spektrums $F_{k,l}$ mit Filterfunktion $W_{k,l}$:

$$\boxed{G_{k,l} = W_{k,l} \cdot F_{k,l}}$$

Gefiltertes Bild g(x,y) durch Rücktransformation

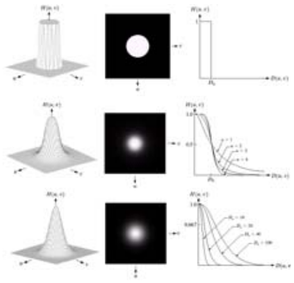
$$g(x,y) = \tilde{x}_{n,m} = \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_{m=0}^{M-1}\sum_{n=0}^{N-1} G_{k,l} e^{+i2\pi(nk/N+ml/M)}$$

Einfache Filter im k-Raum - Tiefpassfilter

Idealer Filter

Butterworth Filter

Gauss Filter

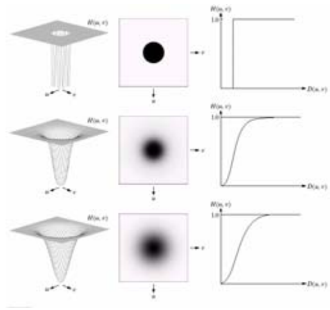


Einfache Filter im k-Raum - Hochpassfilter

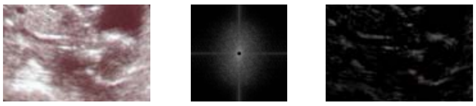
Idealer Filter

Butterworth Filter

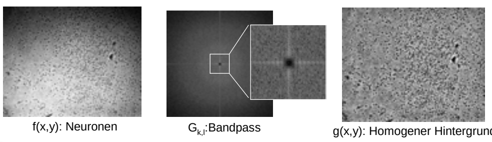
Gauss Filter



Filterfunktionen Beispiele



f(x,y): US pränatal | $G_{k,l}$:Hochpass | g(x,y): Betonung der Kanten

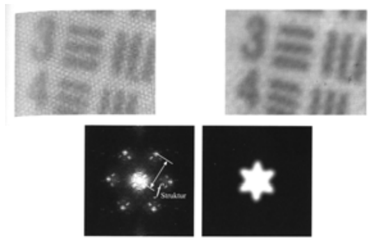


f(x,y): Neuronen | $G_{k,l}$:Bandpass | g(x,y): Homogener Hintergrund

Anwendungsbeispiel

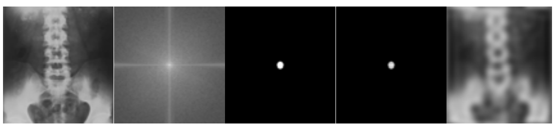
Faserstruktur von Endoskopen führen zu wabenförmigen Bildartefakten

Herausfiltern durch spezielle Filterfunktion

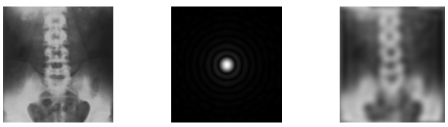


Filterkernel und Fourierfilter

Die Multiplikation im Frequenzraum entspricht der Faltung im Ortsraum



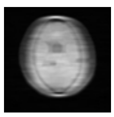
$f(x,y) = x_{n,m}$ | $FT(f(x,y)) = F_{k,l}$ | Filter: $W_{k,l}$ | $G_{k,l} = F_{k,l}\, W_{k,l}$ | $g(x,y) = iFT(G_{k,l})$



$f(x,y) = x_{n,m}$ | Filterkernel: $w(s,t) = iFT(W_{k,l})$ | $g(x,y) = f(x,y) * w(s,t)$

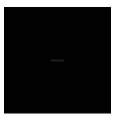
Inverses Filtern

Ausgangsbild wird als gefiltertes Bild aufgefasst



g(x,y): MRT unscharf

=



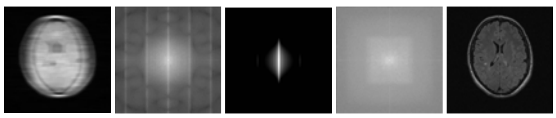
w(x,y): Korrekturbild

*

?

f(x,y): MRT

$$G_{k,l} = W_{k,l} \cdot F_{k,l} \Leftrightarrow F_{k,l} = G_{k,l} / W_{k,l}$$



$g(x,y) = iFT(G_{k,l})$ | $G_{k,l} = FT(g(x,y))$ | $W_{k,l} = FT(w(x,y))$ | $F_{k,l} = G_{k,l}/W_{k,l}$ | f(x,y): MRT Multiple Sklerose

Möglichkeiten und Grenzen linearer Filter

- Lineare Filter können eingesetzt werden zur
  - Bildglättung, Rauschunterdrückung
  - Kantenerkennung, Filtern von Raumskalen
  - Rekonstruktion von definiert gestörten Bildern
- Lineare Filter eignen sich schlecht zur
  - kantenerhaltenden Rauschunterdrückung
  - Filterung von Wellenpaketen (Filterung im Orts- oder Frequenzraum)
- Weitere Filter:
  - Nichtlineare Filterung im Ortsraum
  - Filterung in anderen Funktionsräumen: Wavelets, Kugelflächen,...