

2D Graphik: Bildverbesserung 2

Vorlesung „2D Graphik“

Andreas Butz, Otmar Hilliges

Freitag, 9. Dezember 2005

Themen heute

- Lineare Bildverbesserung
 - Kantenoperatoren
 - Kantenattribute
 - Kanten und Rauschen
- Nichtlineare Filter
 - Rangordnungsfilter
 - Diffusionsfilter
- Segmentierung
 - Schwellwertbasiert
 - Shadingkorrektur

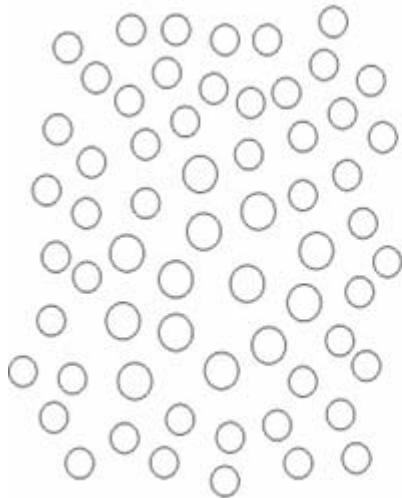
Was sind Kanten?



Diskontinuitäten zwischen Regionen.

Problem:

Die Region selbst und damit ihr **Homogenitätskriterium** muss bekannt sein, um Diskontinuität definieren zu können.



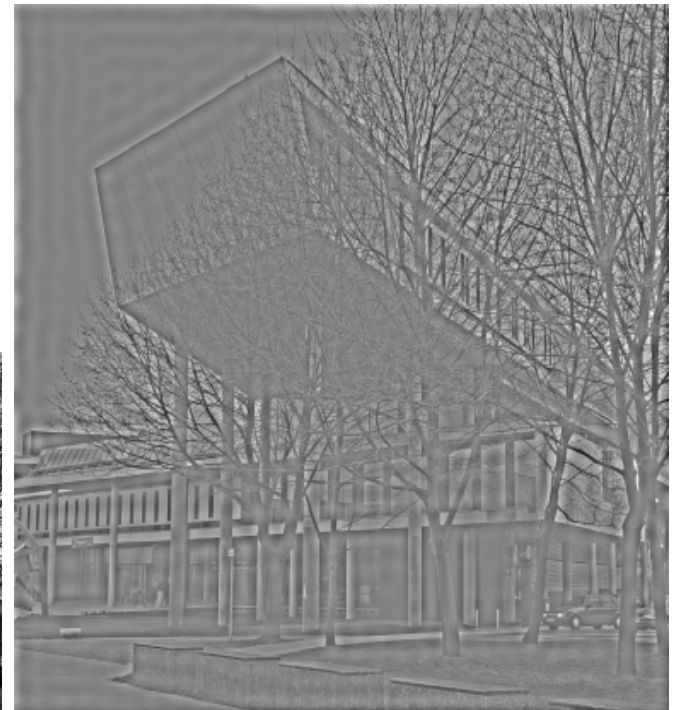
Homogenität einer Funktion:

- Grauwerte
- Textur
- Form

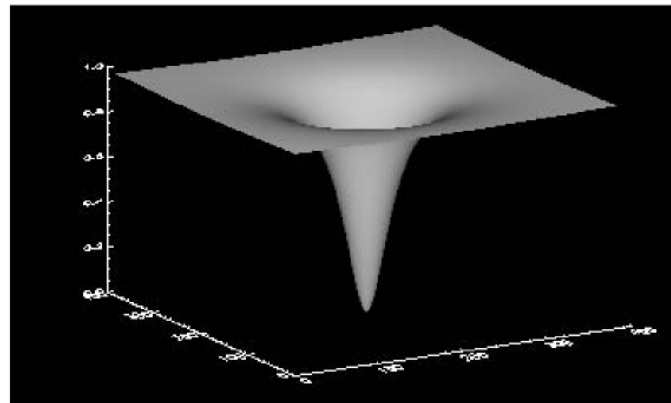
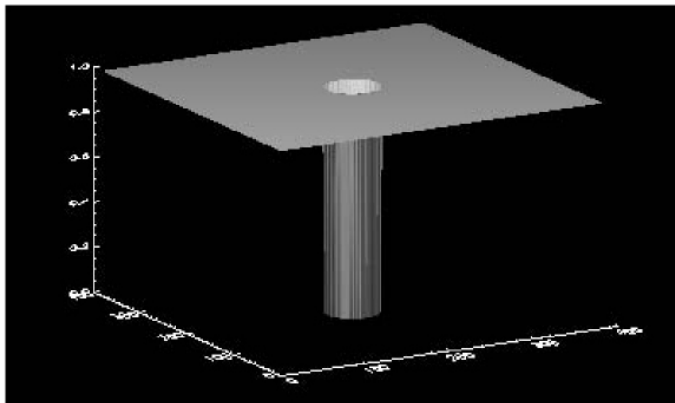
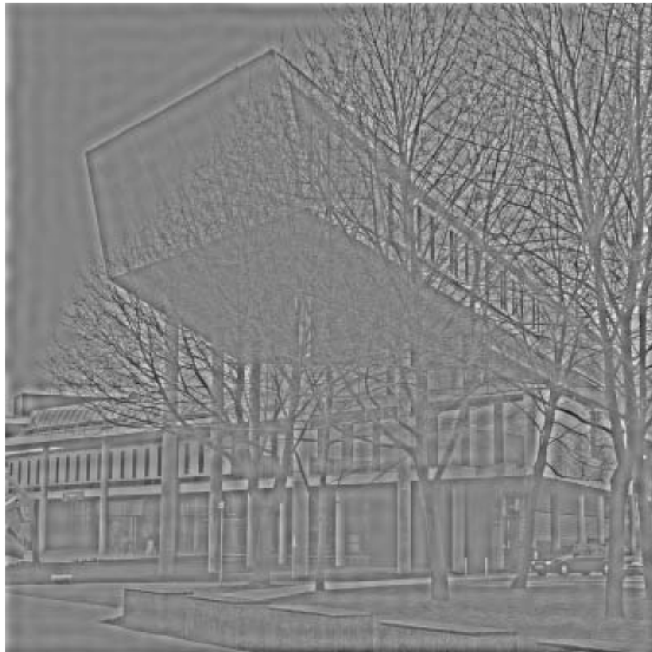
Kantenhervorhebung durch Frequenzraumfilterung

- Kanten weisen mehr hochfrequente Anteile auf als homogene Gebiete
- Hochpassfilterung

$$H_{F_{\max}}(u, v) = \begin{cases} 1 & , \text{falls } u^2 + v^2 \geq F_{\max}^2 \\ 0 & , \text{sonst.} \end{cases}$$



Filterung mit Idealem Hochpass- (links) und mit Butterworth-Hochpassfilter (rechts)



Butterworth-Hochpassfilter

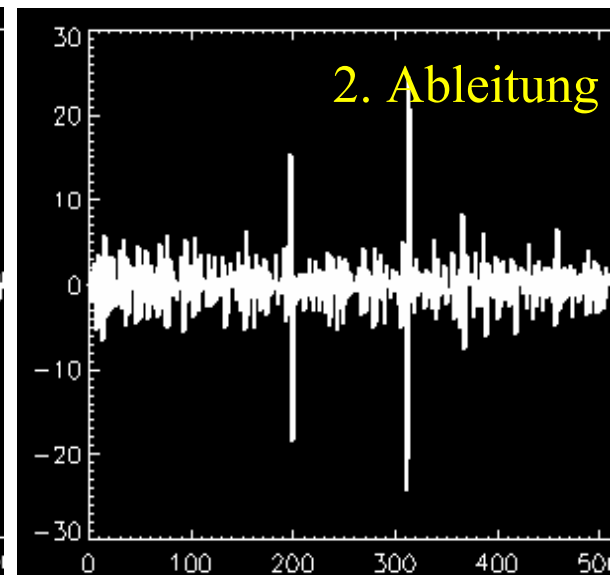
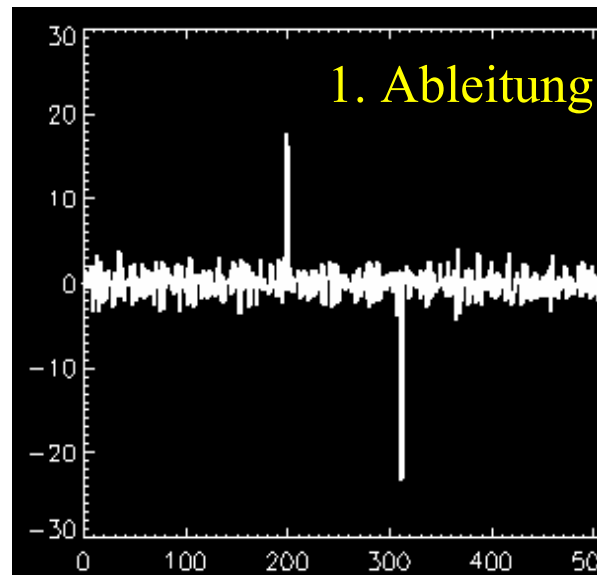
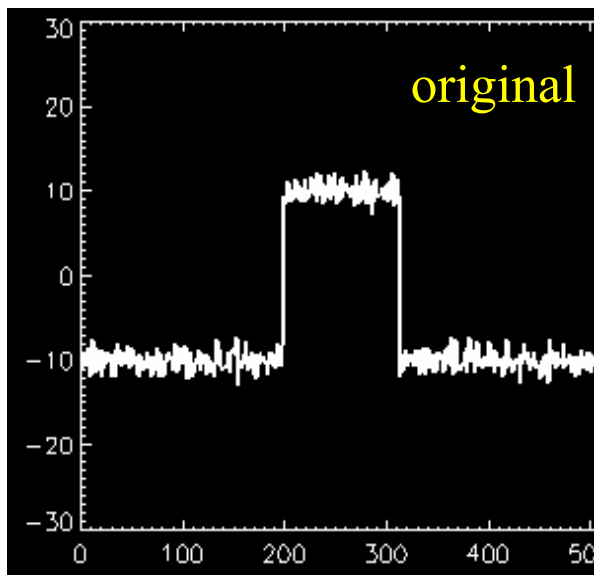


$$H_{F_{\max}}(u, v) = \begin{cases} \frac{1}{1 + \left(\frac{F_{\max}^2}{u^2 + v^2} \right)^k} & u \neq 0 \vee v \neq 0 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}$$



Kanten im Ortsraum

Kanten und Rauschen haben **ähnliche Charakteristika** im Frequenzraum →
Kantendetektor verstärkt Rauschen.

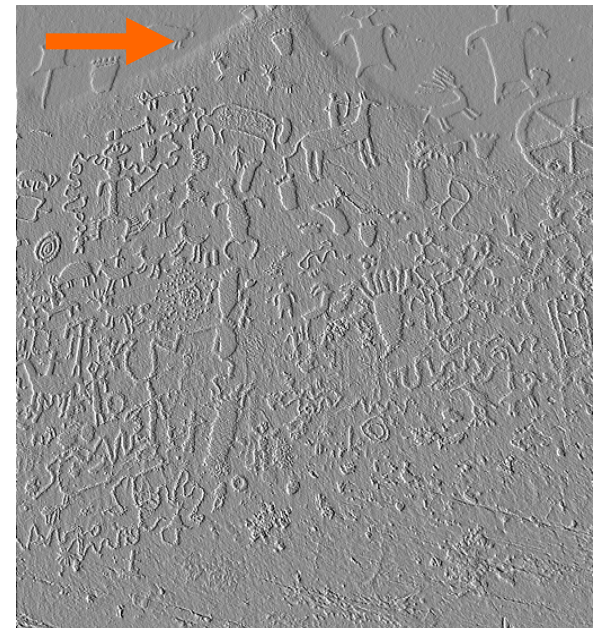
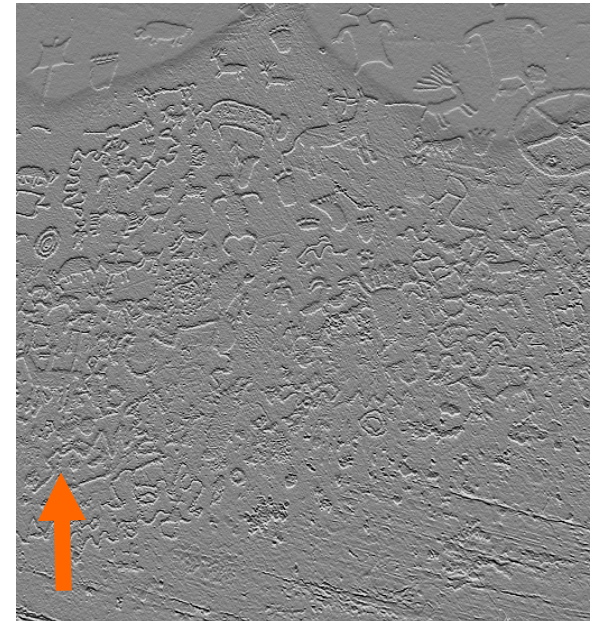


Kanten im 2-D Raum

Differenzbildung in n -Richtung



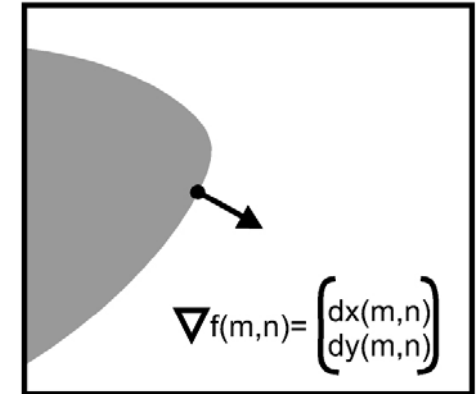
Pseudo-3D
Eindruck:



Differenzbildung in m -Richtung

Gradientenschätzung über Konvolution

- Gradient im N -dimensionalen Raum ist ein N -dimensionaler Vektor aus N partiellen Ableitungen.
- Jede partielle Ableitung kann durch eine Differenz abgeschätzt werden, die durch Konvolution berechnet werden kann.
- Beispiele:

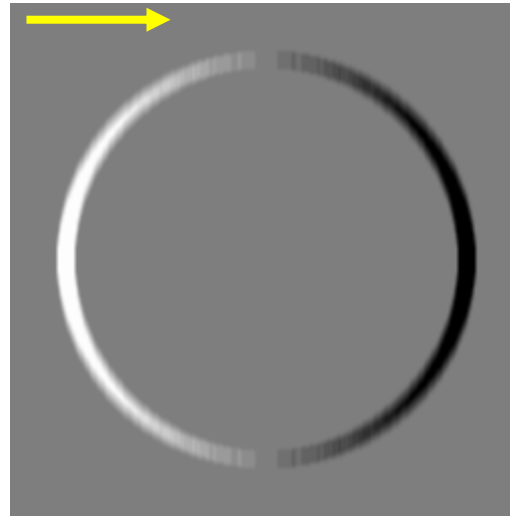
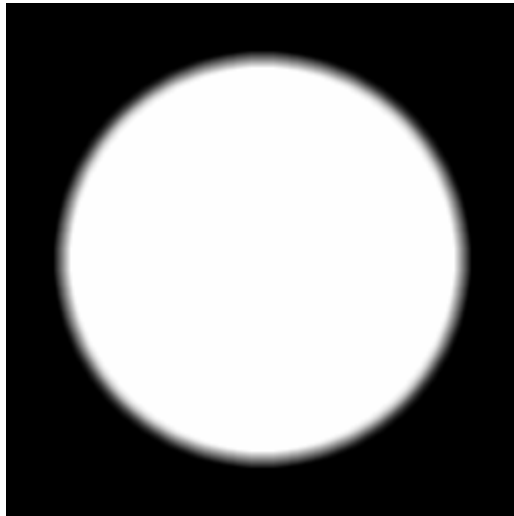


$$\vec{G}(m,n) = \begin{pmatrix} G_x(m,n) \\ G_y(m,n) \end{pmatrix}, \quad G_x(m,n) \approx [f * g_x](m,n), \quad G_y(m,n) \approx [f * g_y](m,n).$$

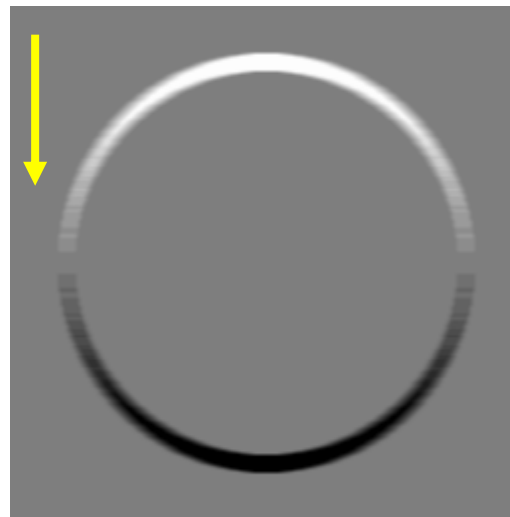
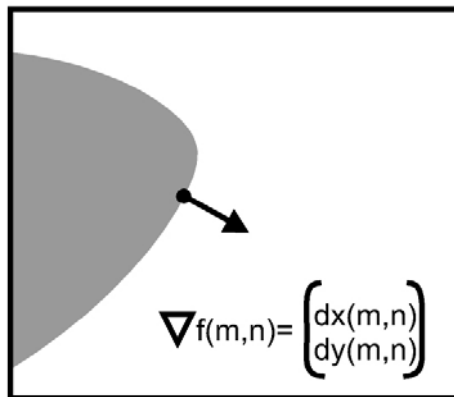
$$g_x = \begin{bmatrix} -1 & 1 \end{bmatrix} \quad g_y = \begin{bmatrix} -1 \\ 1 \end{bmatrix}, \quad g_{R1} = \begin{bmatrix} -1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad g_{R2} = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \text{ (Robert's Gradient)}$$

$$g_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad g_y = \begin{bmatrix} -1 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad \text{(symmetrischer Konvolutionskern)}$$

Elemente des Gradienten

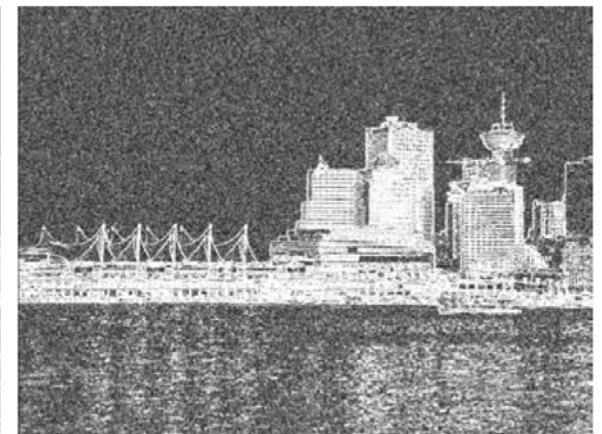
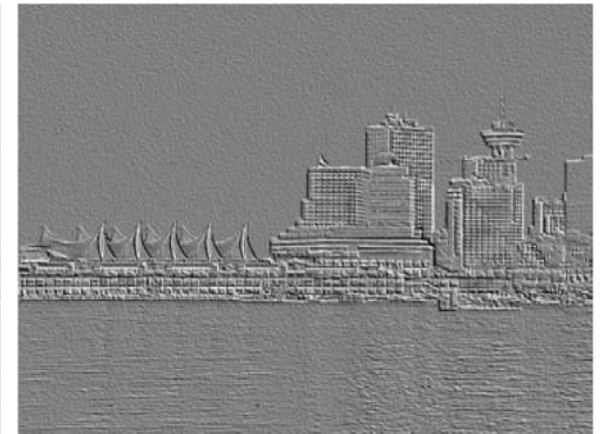
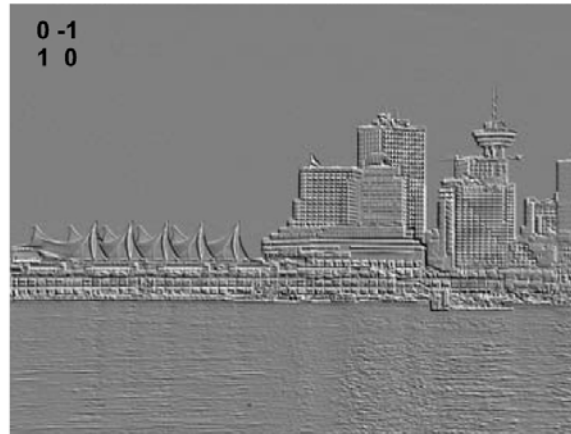
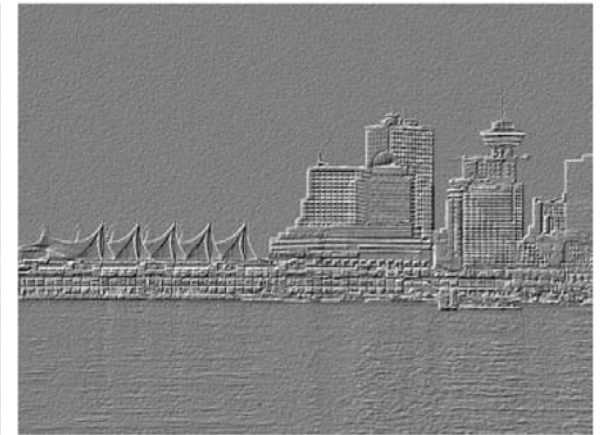
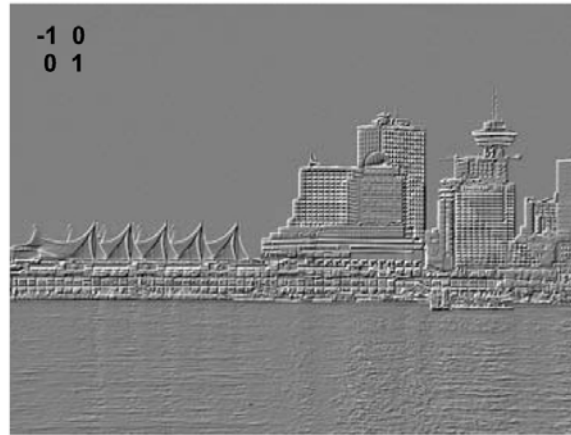


Betrag : $\sqrt{G_x^2 + G_y^2}$
Richtung: $\tan^{-1}(G_y/G_x)$



Robert's Gradient

Die beiden
Komponenten des
Robert's Gradient
sowie der Betrag
des Gradienten
(unten) auf einem
rauscharmen
(links) und einem
verrauschten
(rechts) Bild



Rauschen und Kanten

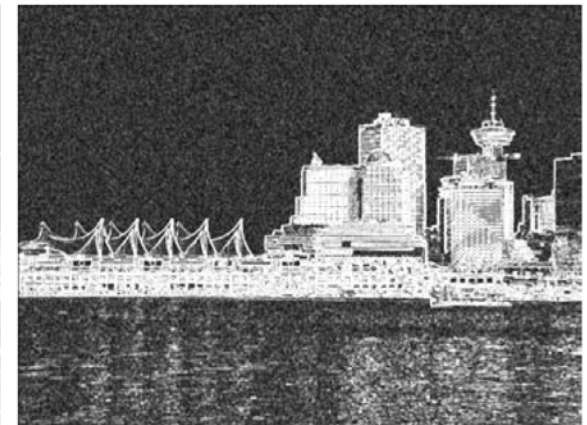
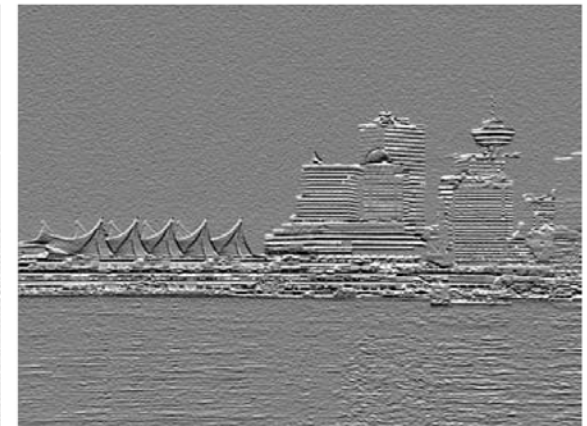
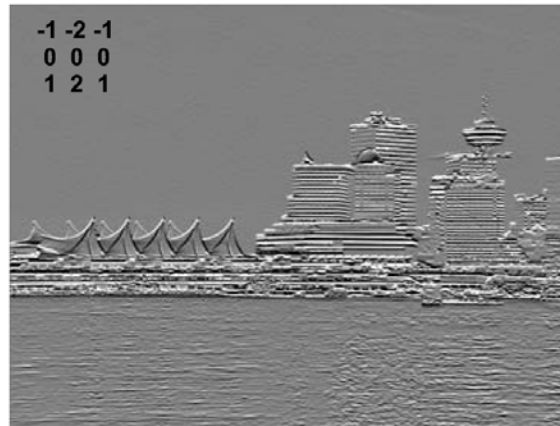
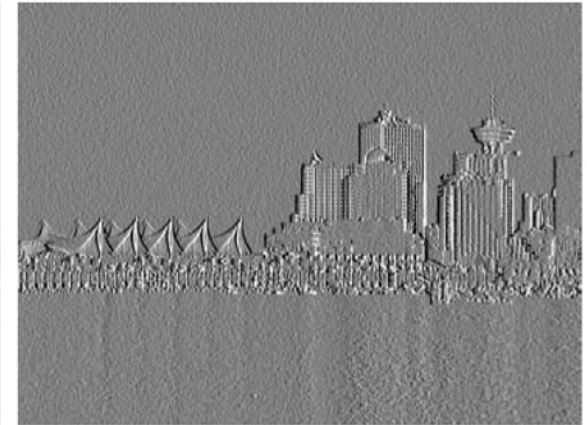
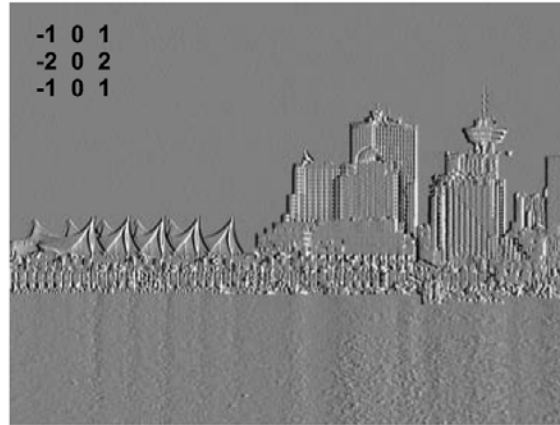


Hintergrundartefakte (Rauschen) werden verstärkt.

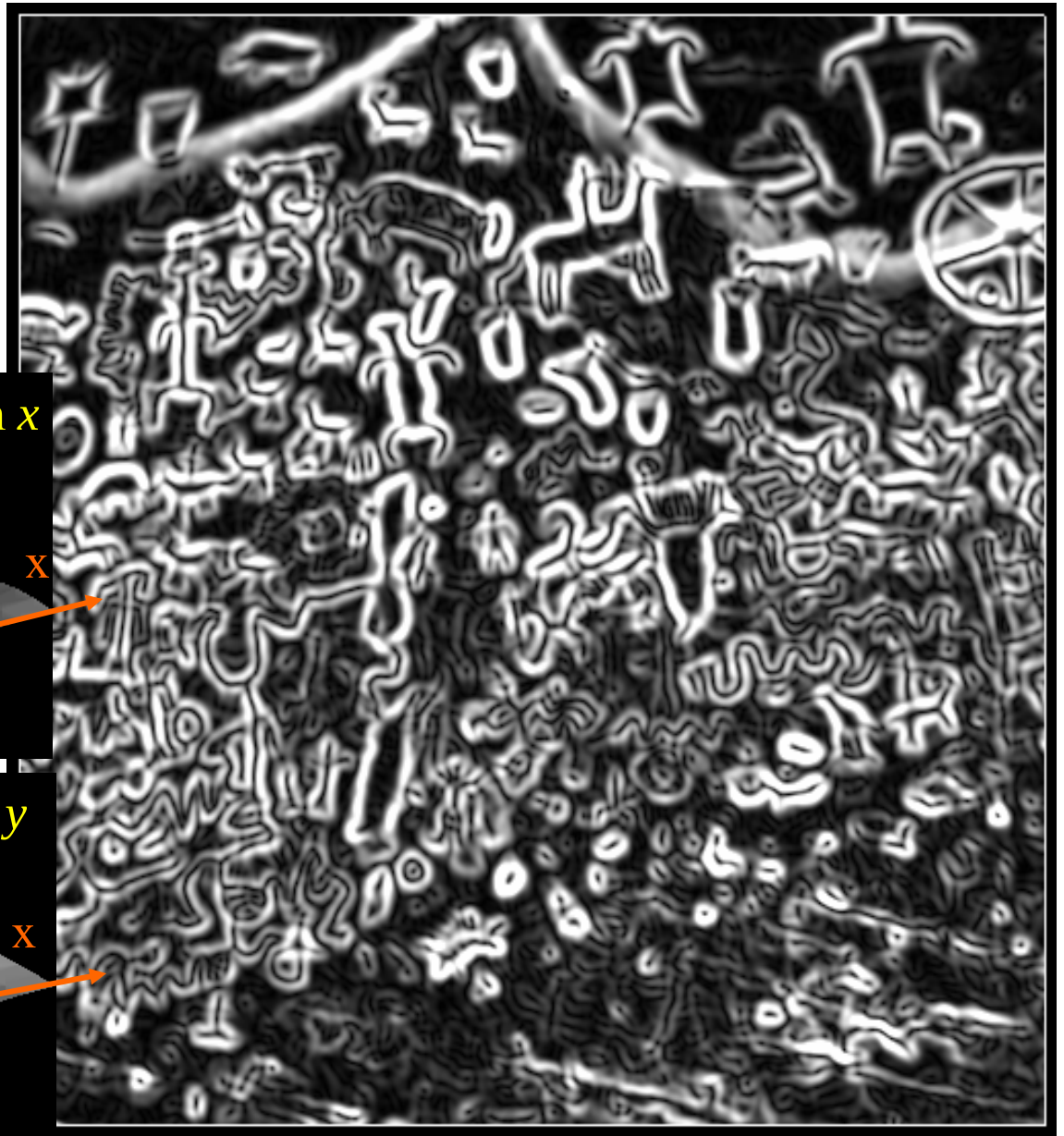
Sobel Operator

$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$
 und
 $\begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$

Faltungskern
 kombiniert
 Glättung und
 Differenzierung in
 einem Operator.



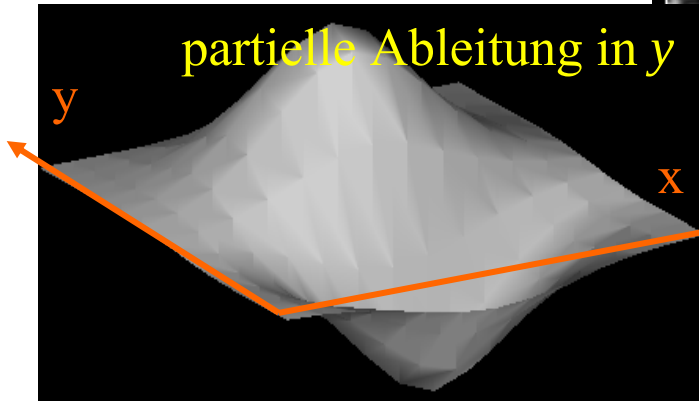
Ableitungen der Gaussfunktion



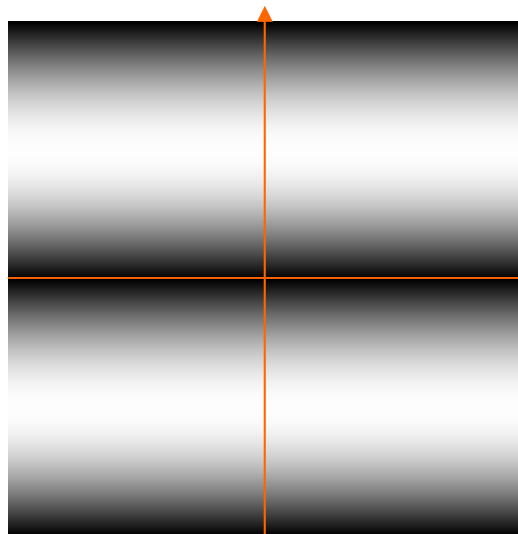
partielle Ableitung in x



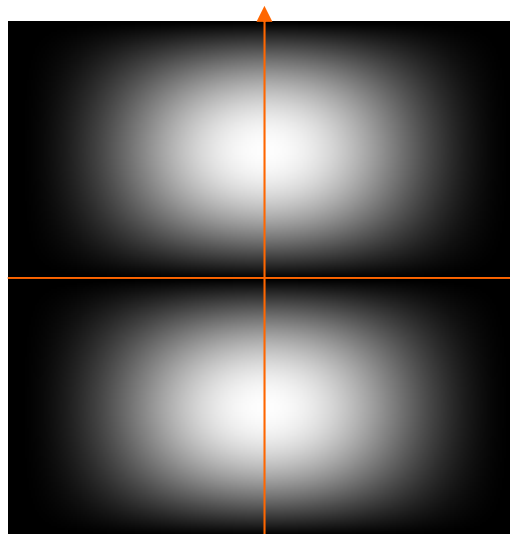
partielle Ableitung in y



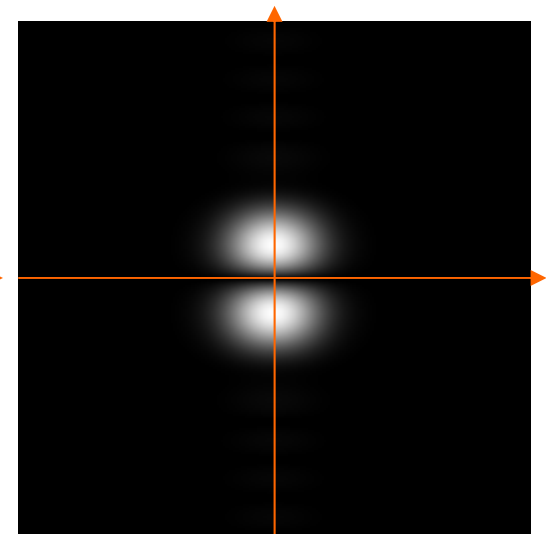
Vergleich der Differenzfilter im Frequenzbereich



Einfache Differenz



Sobelfilter



Approximation der
ersten Ableitung
der Gaußfunktion

Sobel vs. Gauß



3x3 Sobel

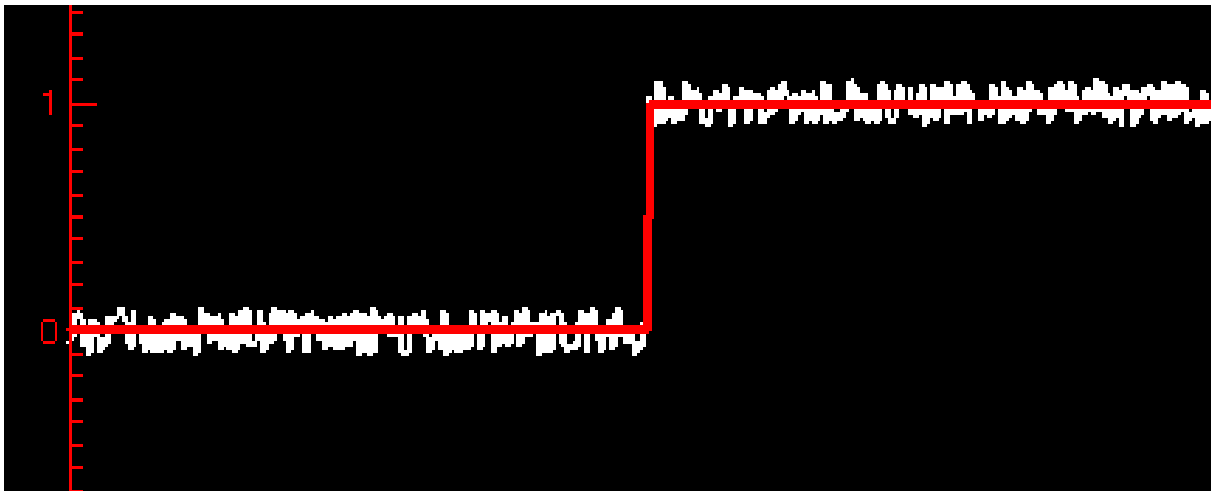


13x13 Gauß

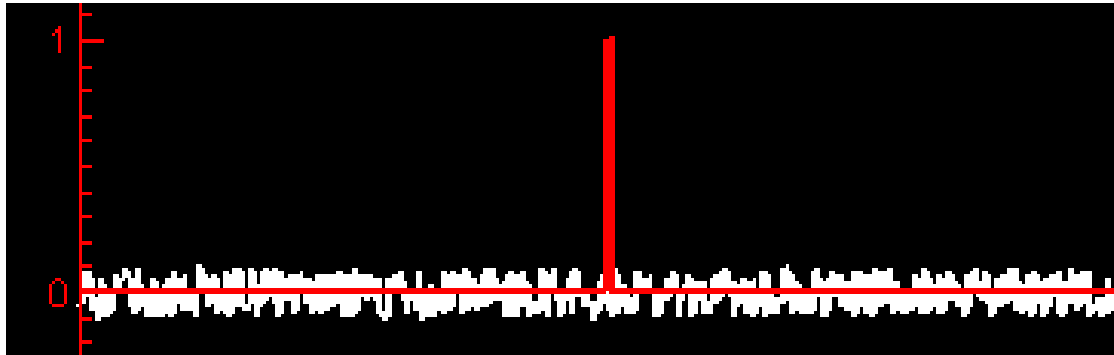


Optimale Kantenfilterung

- Annahme: Bild ist homogen mit Ausnahme von Funktionswertänderungen an idealen Kanten.
- Repräsentation im Frequenzraum
 - homogener Bereich mit Grauwert g :
$$F(0,0) = g \text{ und } F(u,v)=0 \text{ für } u,v \neq 0$$
 - Kante:
$$F(0,0) = 0 \text{ und } F(u,v) \neq 0 \text{ für } u,v \neq 0$$
 - Rauschen:
$$F(u,v) \neq 0$$



Kanten und Rauschen

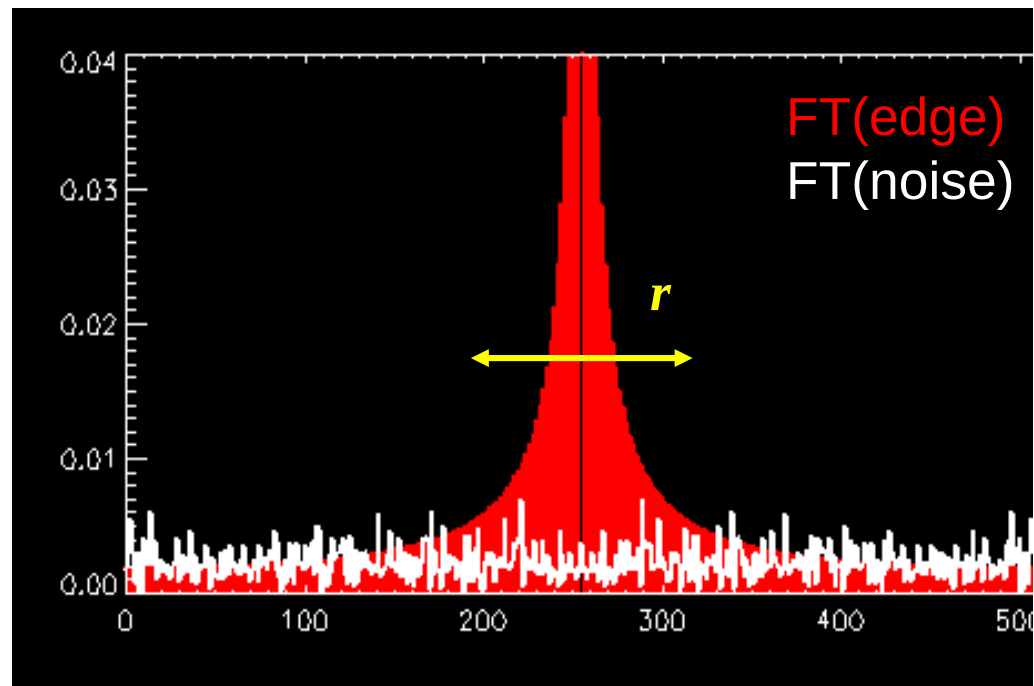


Doppelkante: beide Kantenorte müssen unterscheidbar sein.

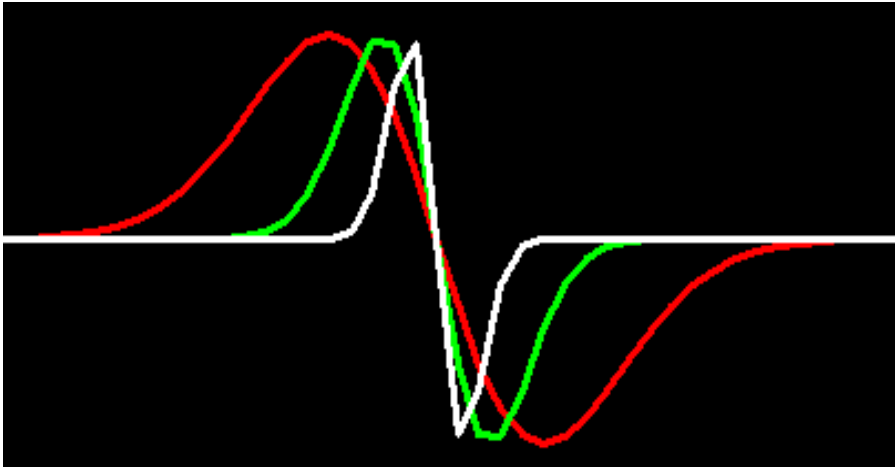
Filter suchen mit:

$$F(0,0)=0$$

$$F(u,v)= w, \text{ falls } (u^2+v^2)<r^2$$
$$0, \text{ sonst}$$

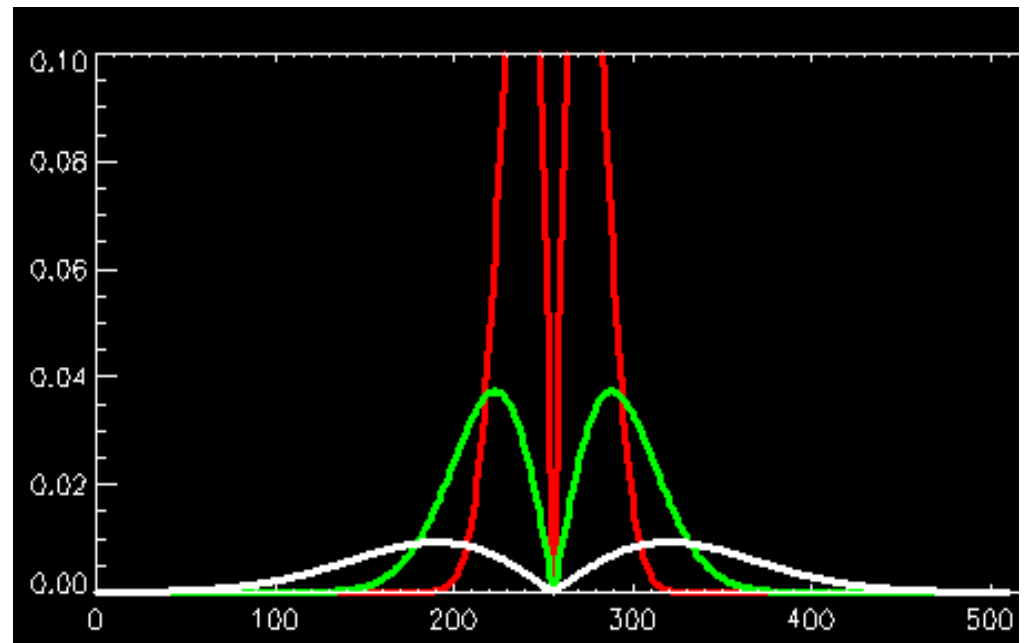


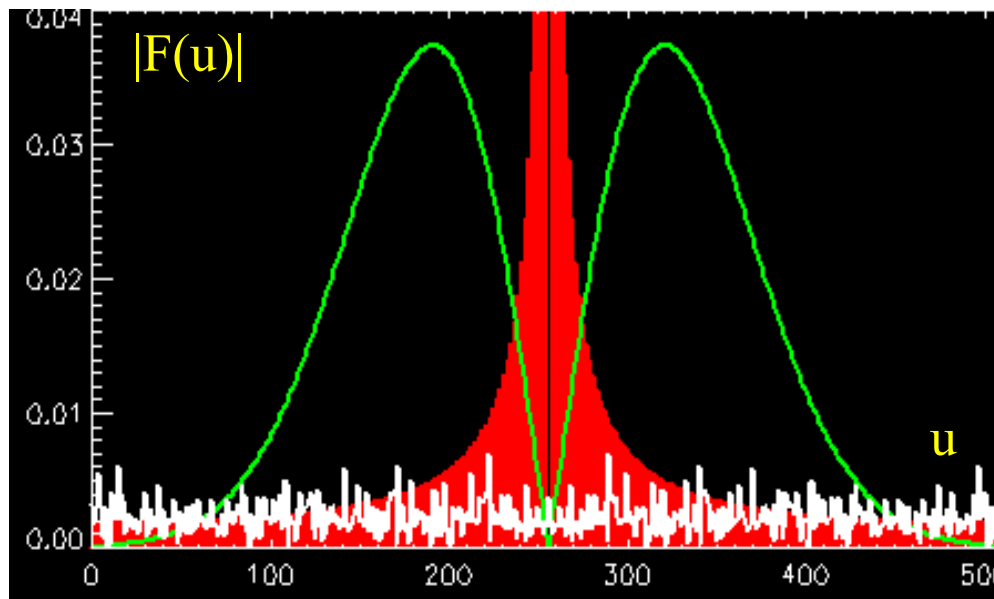
Filter



Gaußfilter mit unterschiedlicher Varianz (im Ortsraum).

Repräsentation
im Frequenzraum

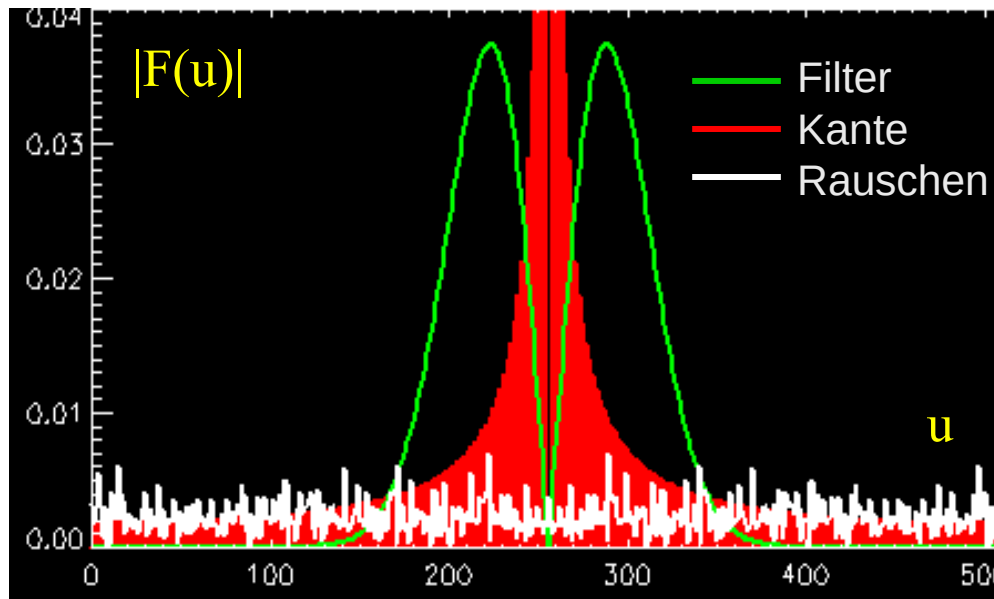




$$\sigma=1.0$$

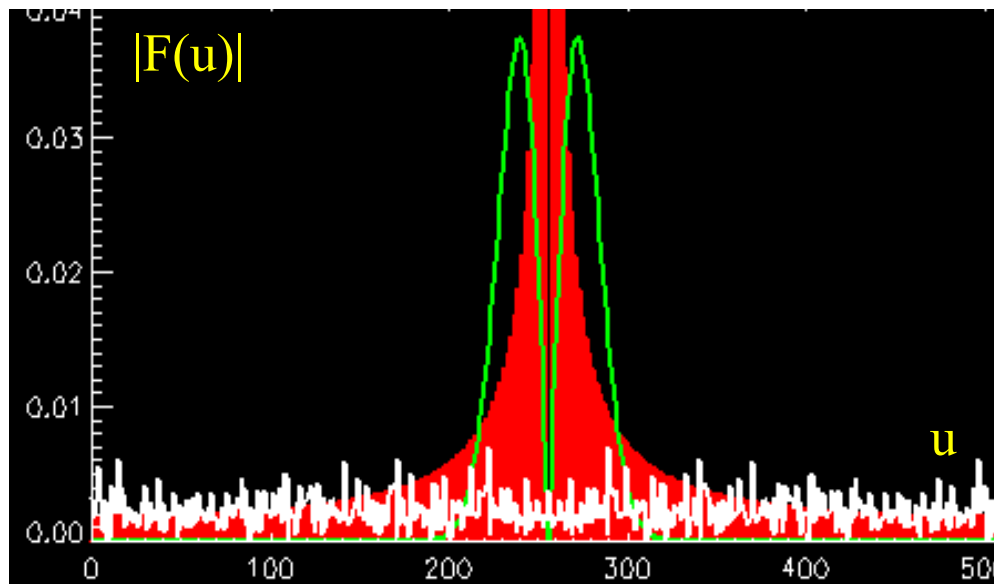
Filter unterdrückt
Rauschen ungenügend

Filter



$$\sigma=2.0$$

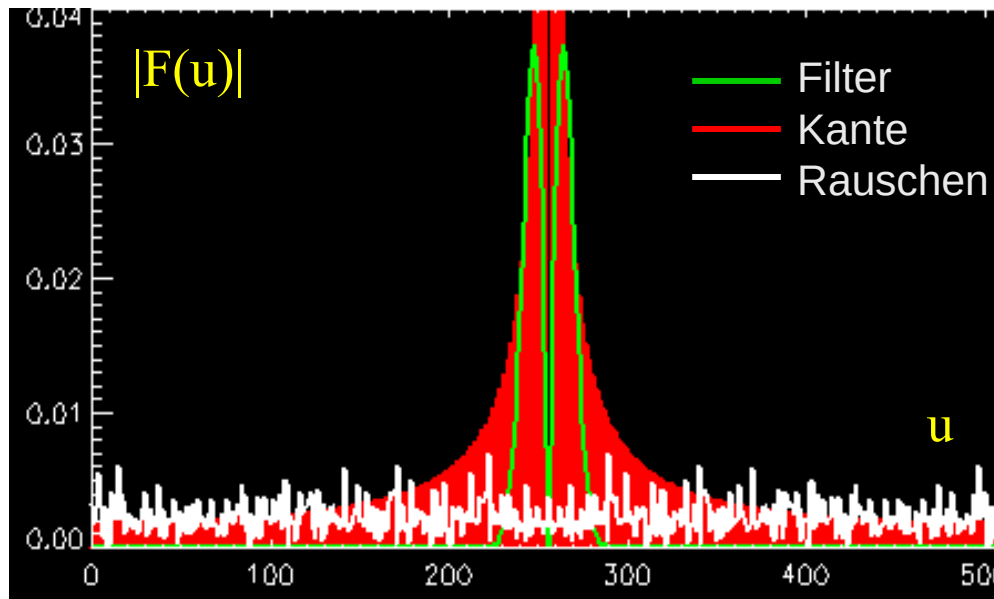
Filter ist nahezu optimal.



$\sigma=4.0$

Filter ist nahezu optimal.

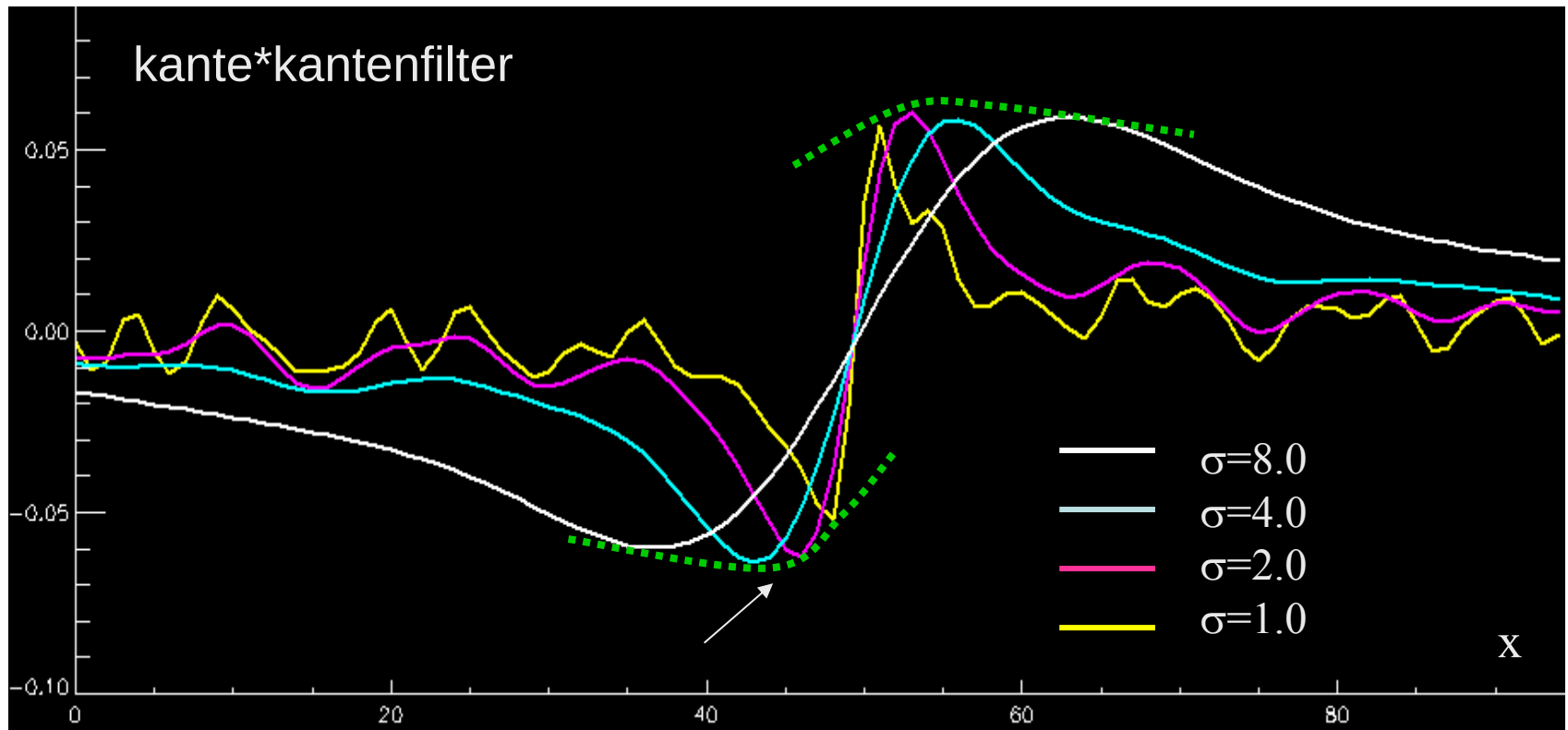
Filter



$\sigma=8.0$

Filter unterdrückt Kante.

Filterresultat



Zweidimensionales optimales Filter

- Rauschunterdrückung und Kantenhervorhebung gemäß Frequenzraumcharakteristik.
- Filterung nur entlang größter Steigung
- Canny Edge Enhancement:
 - Richtung der Kante schätzen.
 - Sequenz von Filtern mit unterschiedlicher Glättungscharakteristik in Gradientenrichtung berechnen.

Kompassfilter

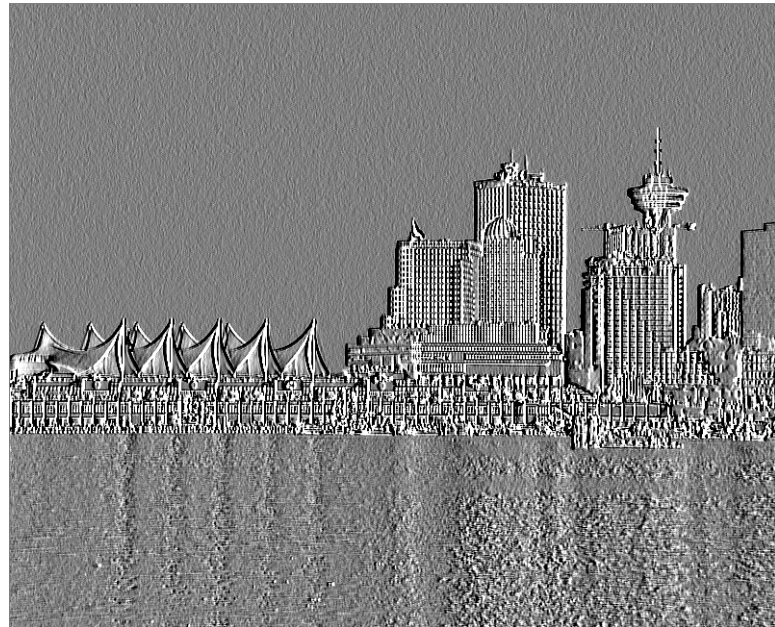
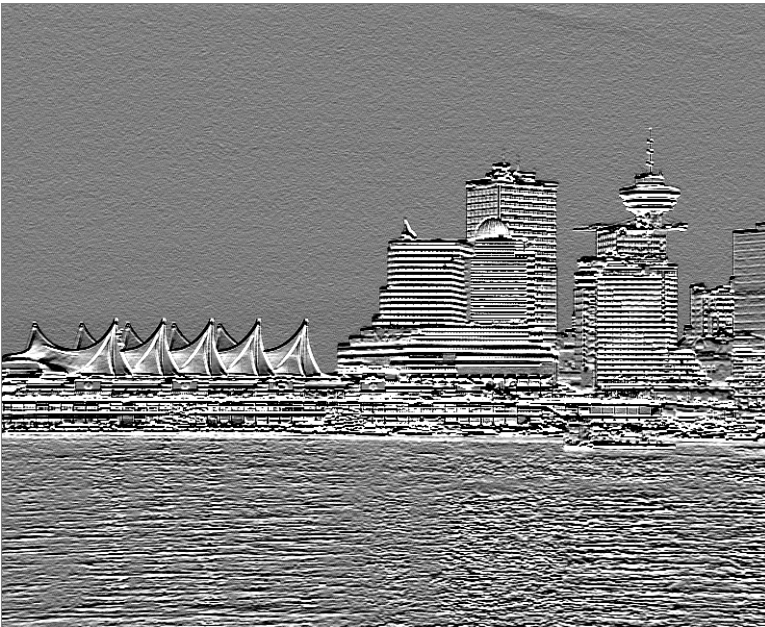
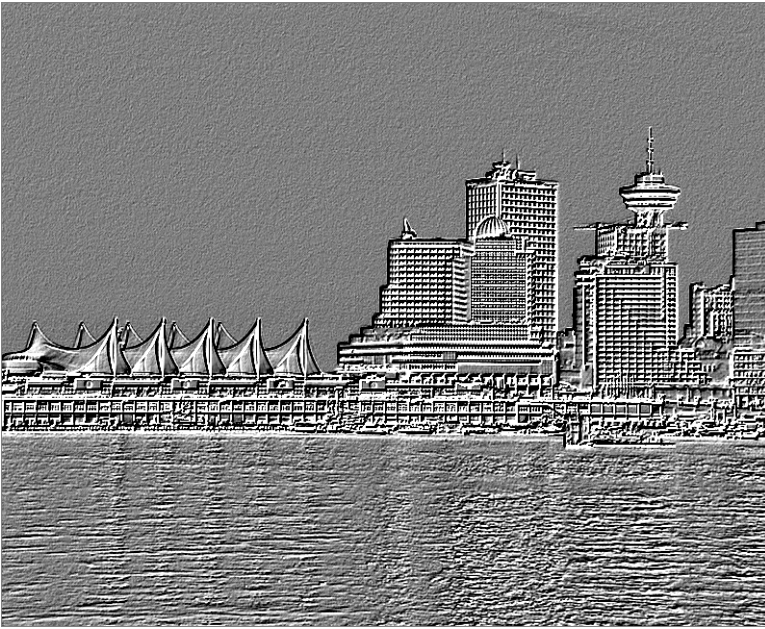
- Dienen der Hervorhebung von Kanten in einer bestimmten Richtung.
- Prewitt-Operator

$$h_1 = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{pmatrix}, \quad h_2 = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & -1 & 0 \end{pmatrix}, \quad h_3 = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix} \dots \quad h_8 = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & -1 \\ 0 & -1 & -1 \end{pmatrix}$$

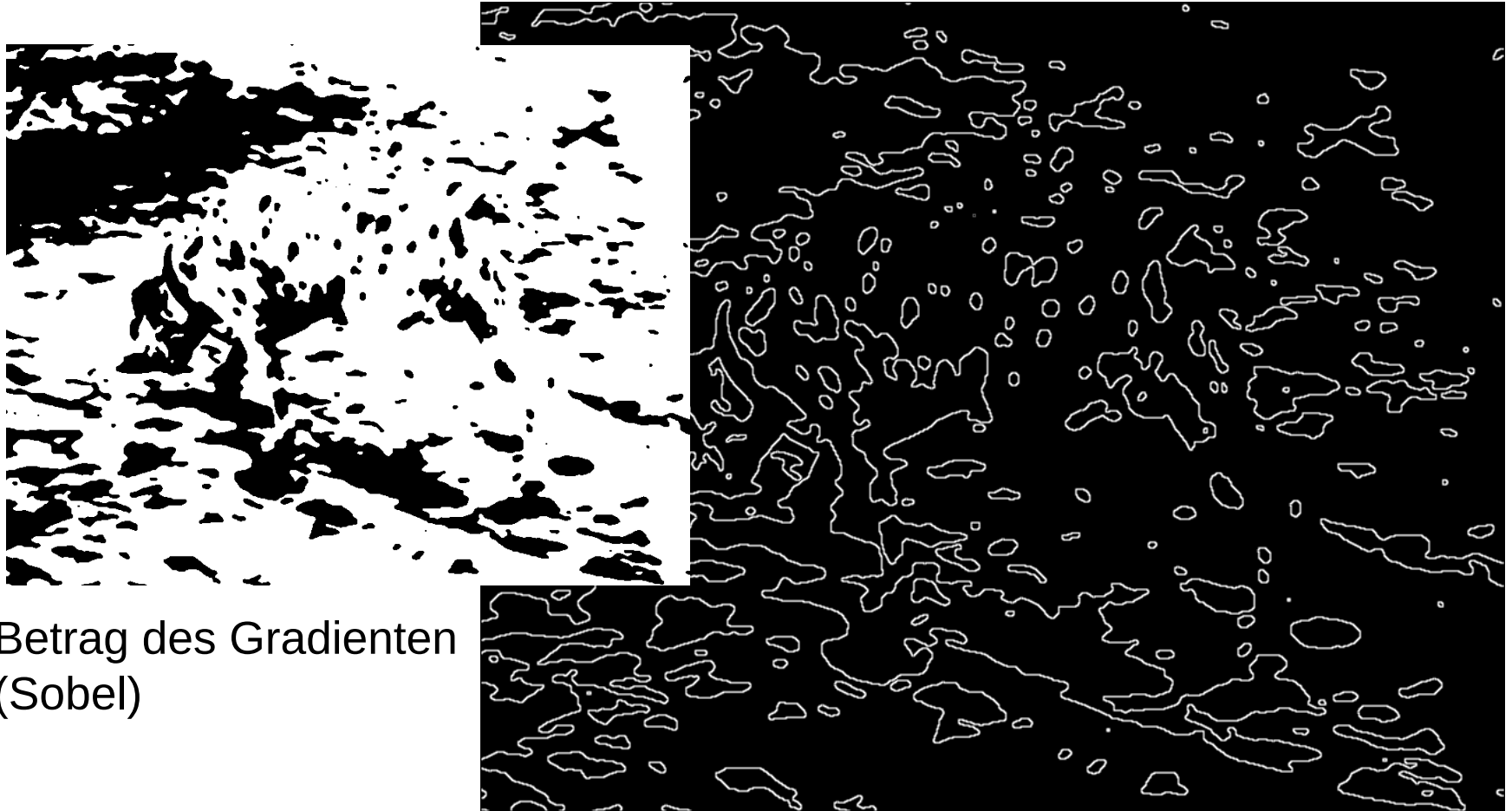
- Kirsch-Operator

$$h_1 = \begin{pmatrix} 3 & 3 & 3 \\ 3 & 0 & 3 \\ -5 & -5 & -5 \end{pmatrix}, \quad h_2 = \begin{pmatrix} 3 & 3 & 3 \\ -5 & 0 & 3 \\ -5 & -5 & 3 \end{pmatrix}, \quad h_3 = \begin{pmatrix} -5 & 3 & 3 \\ -5 & 0 & 3 \\ -5 & 3 & 3 \end{pmatrix} \dots \quad h_8 = \begin{pmatrix} 3 & 3 & 3 \\ 3 & 0 & -5 \\ 3 & -5 & -5 \end{pmatrix}$$

Kirschoperator

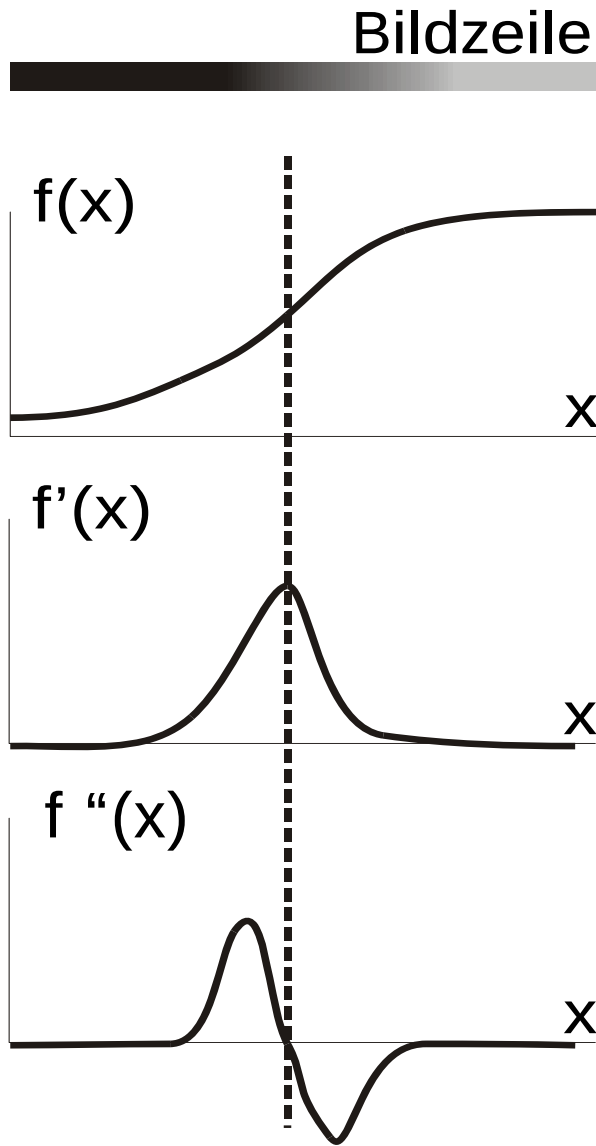


Ecken und Regionengrenzen



Betrag des Gradienten
(Sobel)

Wo ist die Regionengrenze?



Vorzeichenwechsel ist leichter zu erkennen, als ein Minimum oder Maximum.

- ➔ Gradient (Länge) als Kennzeichen für die Wichtigkeit einer Kante
- ➔ zweite Ableitung für den Ort der Kante (Nulldurchgang)

Operatoren zur Berechnung der zweiten Ableitung:

- Laplace Filter
- Marr-Hildreth Filter (LoG Filter, Mexican Hat)
- DoG (Difference of Gaussians)

Laplace Funktion

- Summe der partiellen zweiten Ableitungen: $\nabla^2 f(x, y) = \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial y^2}$
- Nulldurchgänge der Laplacefunktion produzieren zusammenhängende Kurven entlang von Bildkanten.
- Approximation durch Kombination einer doppelten Differenzbildung in x- und y-Richtung,
 - z.B. Faltung eines Differenzoperators $[-1 \ 1]$ mit sich selbst: $[-1 \ 2 \ -1]$
 - ergibt für $[-1 \ 1] * [-1 \ 1] + [-1 \ 1]^T * [-1 \ 1]^T$:
$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ -1 & 2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ 0 & 2 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}$$
 - Summe **aller** partiellen Ableitungen:
$$\nabla^2 f(x, y) = \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial x \partial y} + \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial y \partial x} : \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

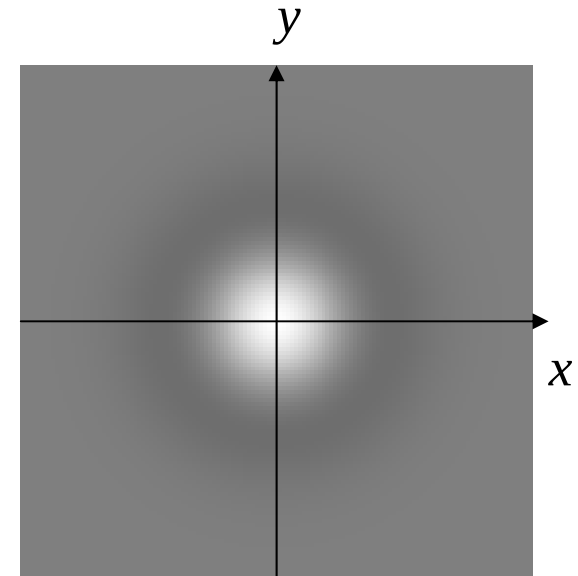
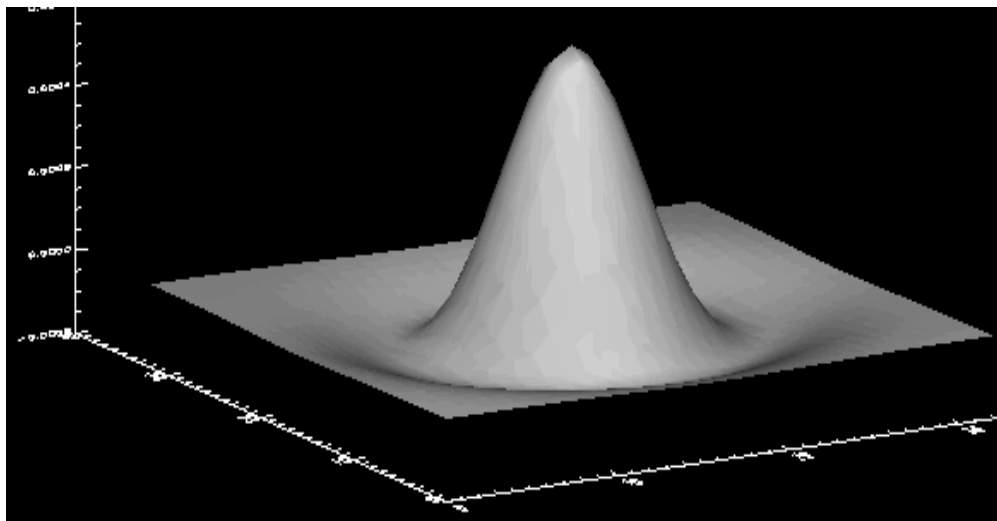
Laplace-Operator



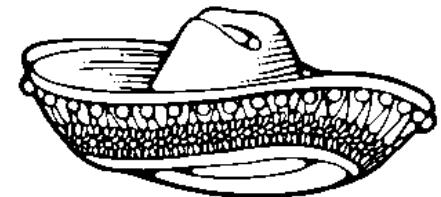
- Nulldurchgänge des Laplace-Operators. Dunkle Pixel bezeichnen negative, helle Pixel bezeichnen positive Werte.

Marr-Hildreth-Filter = LoG-Filter

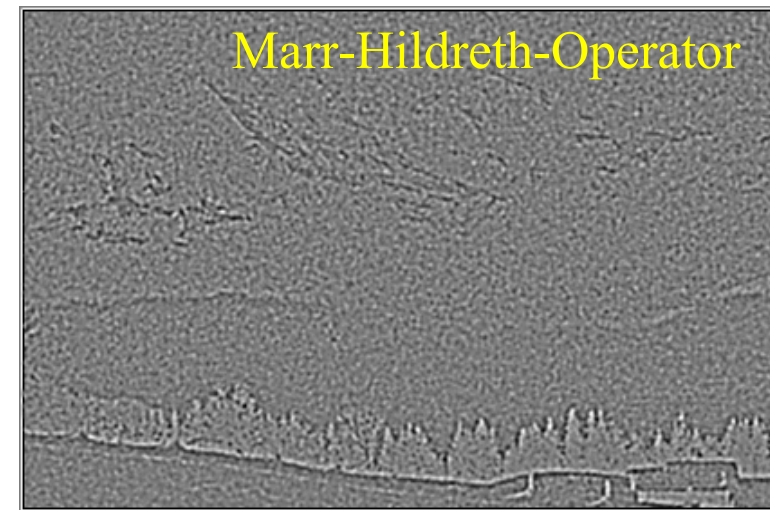
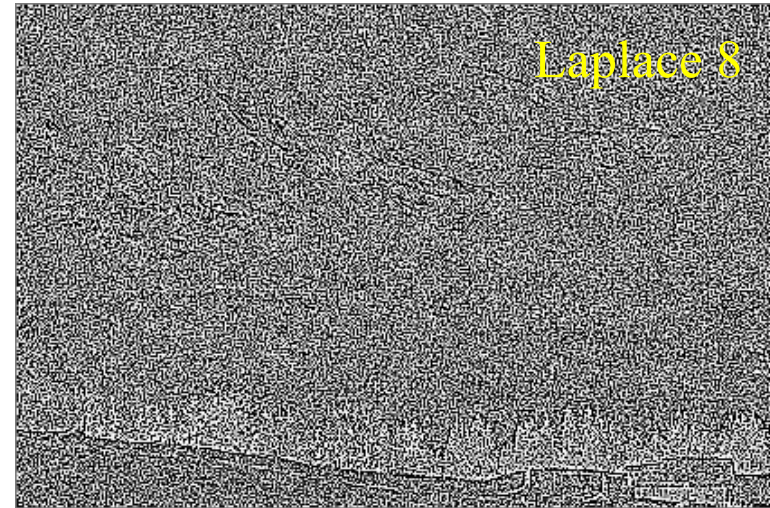
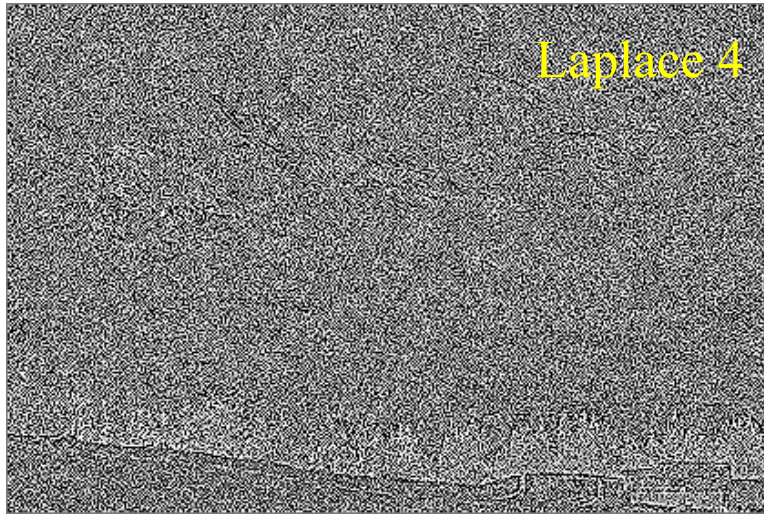
LoG-Filter: Laplacian-of-Gaussian,
d.h. der **Faltung mit dem Laplacefilter** geht eine
Glättung mit einer **Gaußfunktion** voraus.



$$LoG(x, y) = -\frac{1}{\pi\sigma^4} \left(1 - \frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2} \right) \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2} \right)$$



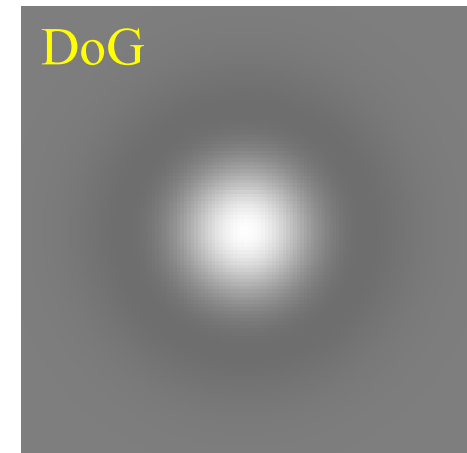
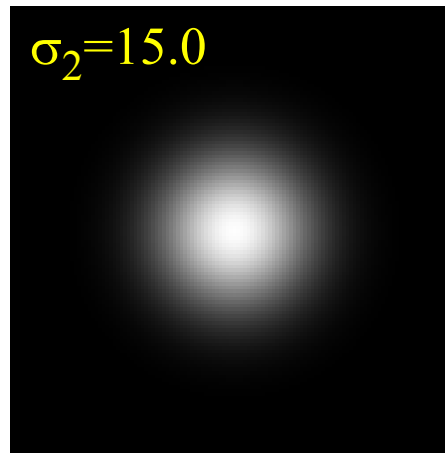
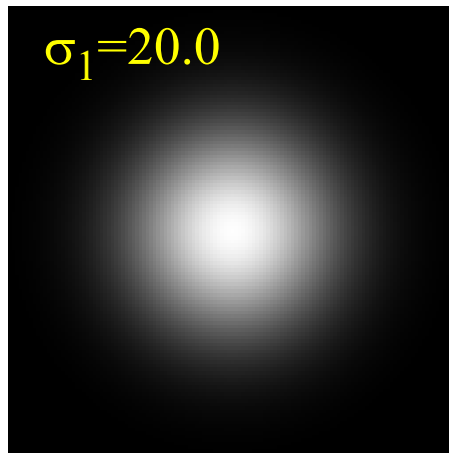
Auch genannt: „Mexican hat“ filter



DoG (Difference of Gaussians)

Subtraktion zweier Gaußfilter mit unterschiedlicher Varianz σ^2 :

$$\begin{aligned} \text{DoG}(x,y,\sigma_1,\sigma_2) = & [\sqrt{2\pi}\cdot\sigma_1]^{-1} \cdot \exp(-(x^2+y^2)/2\sigma_1^2) \\ & - [\sqrt{2\pi}\cdot\sigma_2]^{-1} \cdot \exp(-(x^2+y^2)/2\sigma_2^2) \end{aligned}$$



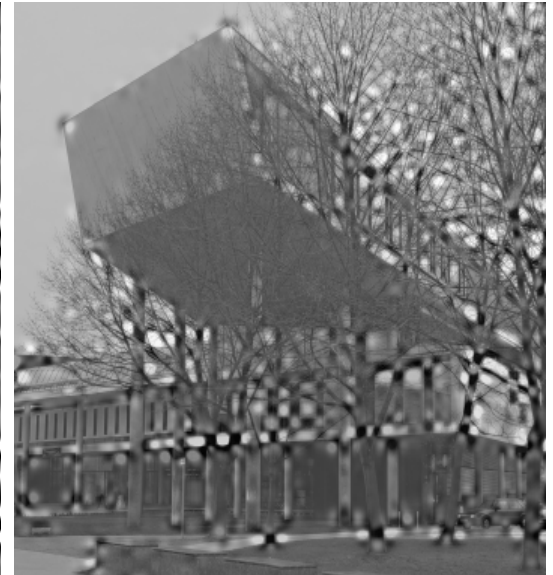
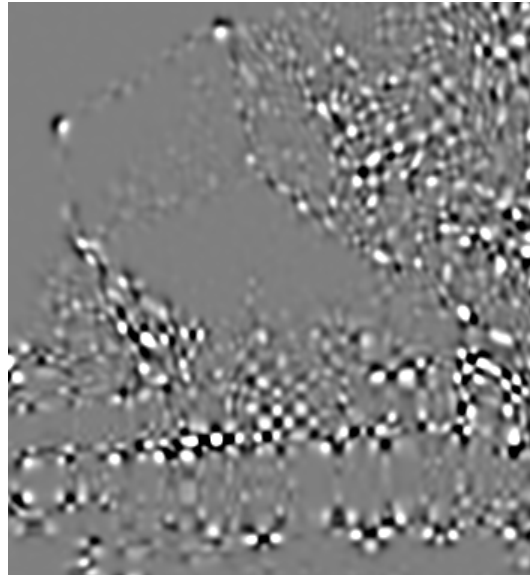
DoG und LoG-Filter sind in ihrer Wirkungsweise vergleichbar.

Hesse-Matrix

- Die Matrix aller zweiten Ableitungen heißt Hesse-Matrix:

$$\mathbf{H}(f) = \begin{pmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial^2 x} & \frac{\partial^2 f}{\partial y \partial x} \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 f}{\partial^2 y} \end{pmatrix}$$

- Die Determinante der Hesse-Matrix ist ein (rauschanfälliger) Eckensensor



..nochmal kurz zusammengefasst:

- Rauschen und Kanten haben im Frequenzbereich ähnliche Attribute.
- Kanten hervorhebung in Orts- und Frequenzraum, Kompassfilter
- Kanteneigenschaften
- Zweite (partielle Ableitung): Hesse-Matrix, Laplace-Filter, LoG-Filter, ...

Nichtlineare Filterung

- **Rauschen** und **Kanten** haben im Frequenzbereich ähnliche Attribute.
- Ist ein nichtlineares Filter denkbar, das für Rauschen und Kanteneigenschaften unterschiedlich sensitiv ist?
 - Rauschen sind räumlich gleichverteilte Grauwertvariationen.
 - Grauwertvariationen an Kanten sind nicht räumlich gleichverteilt.
 - Filter muss diesen Unterschied berücksichtigen.

Rangordnungsfilter

- **Vorgehen:**
 - Sortierung der Elemente in einer Filtermaske
 - Auswahl des an einer bestimmten Stelle einsortierten Werts
 - Eintragung des ausgewählten Werts in die zentrale Position
- **Eigenschaften:**
 - Es entstehen keine neuen Werte
 - Filter ist nichtlinear, nicht kommutativ, nicht assoziativ

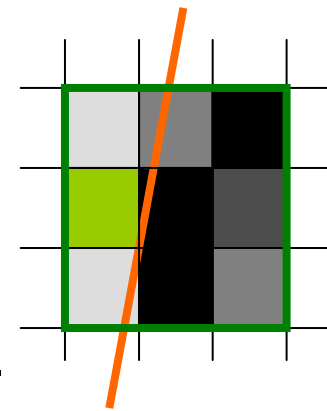
Gebräuchlichstes
Rangordnungsfilter ist das
Medianfilter

26 3.	132 8.	112 5.
25 2.	102 4.	142 9.
17 1.	122 7.	117 6.

erster Rang

mittlerer Rang (Median)

letzter Rang



Medianfilter

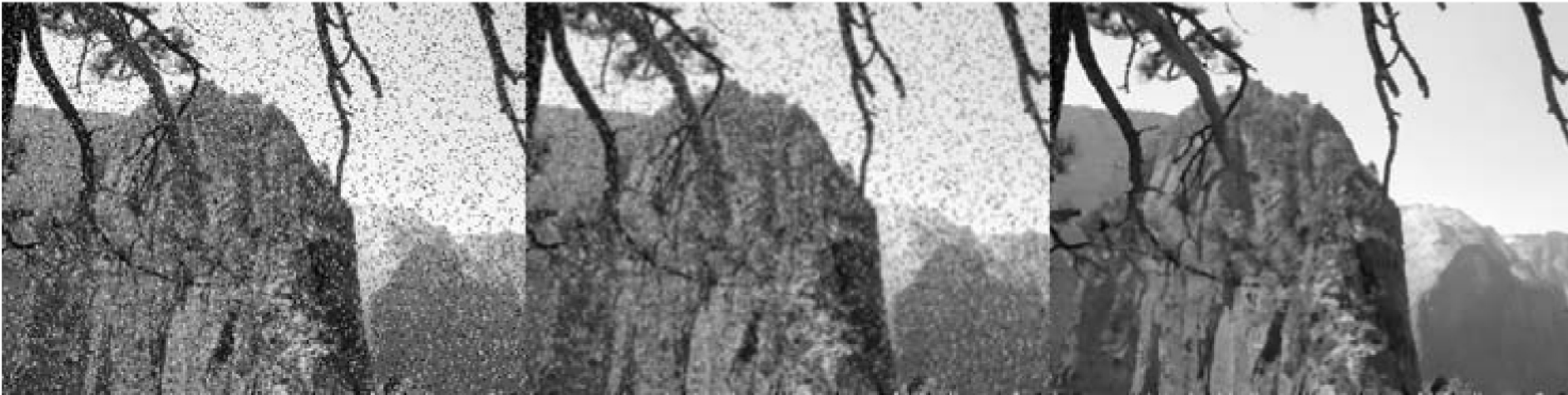
- Annahmen:
 - Medianfilter ist quadratisch mit ungerader Seitenlänge.
 - Kantensignal ist größer als das Rauschsignal
 - Kante im Filterbereich verläuft in diesem Bereich (nahezu) gerade.
 - Grauwert ist (nahezu) konstant in einer Umgebung von Größe des Filters.
- Kante verläuft durch Filterbereich:
 - Der Mittelpunkt des Filters liegt auf der gleichen Seite der Kante wie die Mehrzahl der Pixel (z.B. rechts von der Kante).
 - Pixel von dieser Seite (z.B. rechts) wird selektiert (**kantenerhaltend**).
- Keine Kante im Filterbereich:
 - Median nähert sich dem Erwartungswert mit Anzahl der Stichproben (**rauschunterdrückend**).

Medianfilter

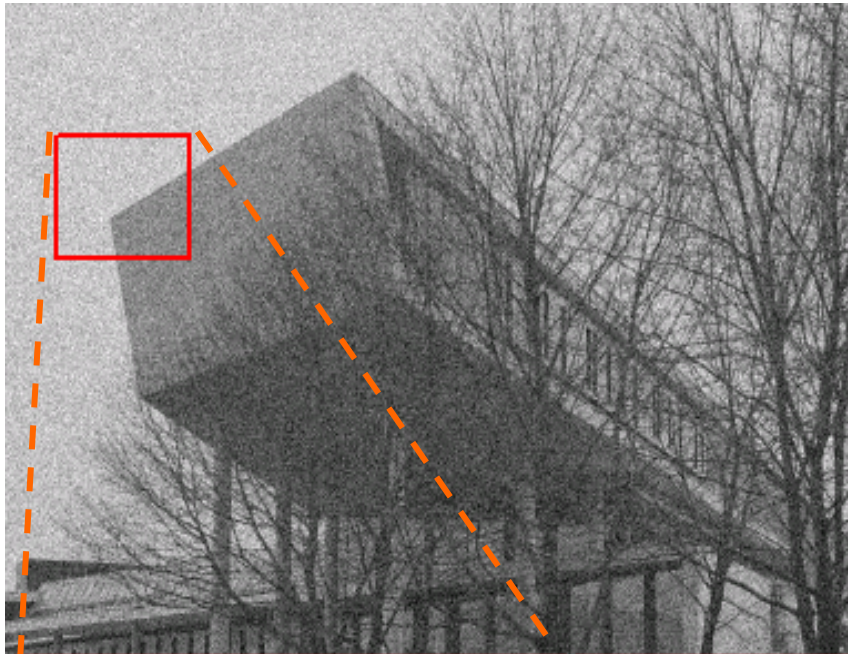


Median zur Entfernung
von Salt&Pepper-
Rauschen in einer 3x3
Umgebung.

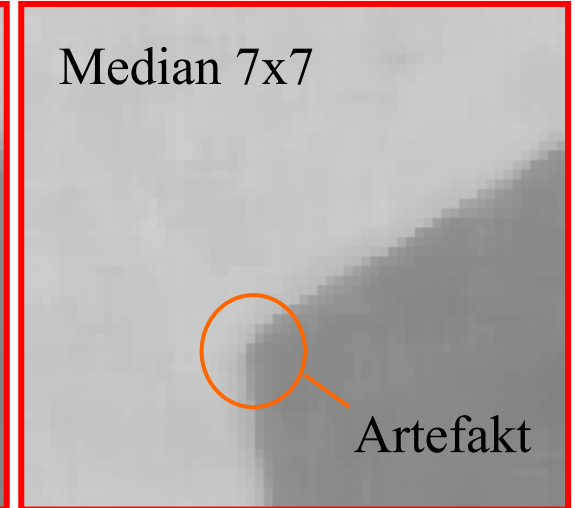
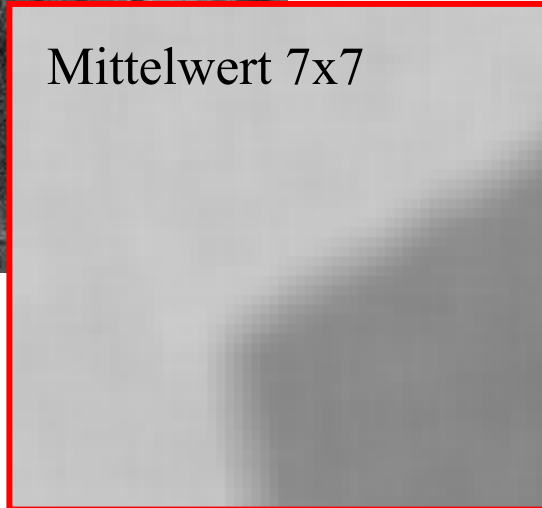
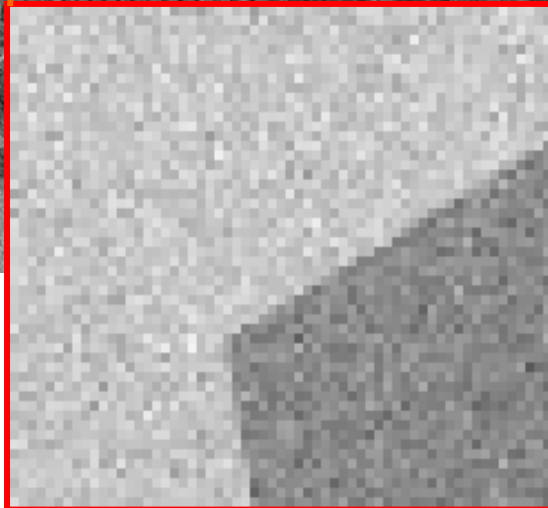
Medianfilter



- Durch Medianfilterung (rechts) kann Impulsrauschen im Gegensatz zur Mittelwertfilterung (Mitte) beseitigt werden.



Vergleich Median vs. Mittelwert

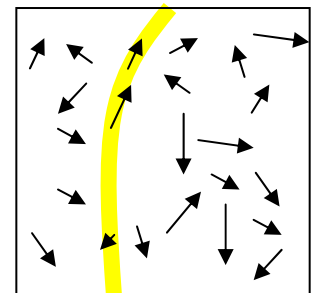
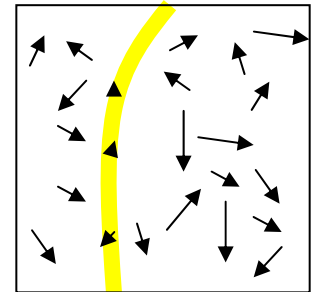
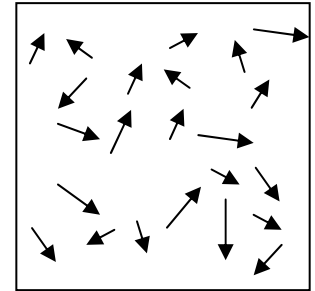


Diffusionsfilter

- Diffusionsprozess ist Modell für die Filterung
- Diffusion:
 - Flüssigkeit mit lokal variierender Dichte
 - Lokaler Ausgleich in Abhängigkeit vom Dichtegradienten
- Übertragung auf ein Bild:
 - Dichte ist die Bildfunktion
 - Dichtegradient ist Grauwertgradient

Diffusion

- Homogene Diffusion: Szene besteht aus einem einzigen Material und die Diffusion ist proportional zum Dichtegradienten dieses Materials.
- Inhomogene Diffusion: Szene enthält Barrierematerialien, wo die Diffusion erschwert wird.
- Anisotrope, inhomogene Diffusion: Diffusion an Barrierematerialien ist richtungsabhängig.



Fick'sches Gesetz

$$\vec{j}(x, y) = -\mathbf{D}(x, y) \times \nabla u(x, y) = -\mathbf{D}(x, y) \times \begin{pmatrix} \frac{\partial f(x, y)}{\partial x} \\ \frac{\partial f(x, y)}{\partial y} \end{pmatrix}$$

$\mathbf{D}$ – Diffusionstensor

∇u - Dichtegradient

- Der Diffusionstensor spezifiziert die Art des Fluss $\vec{j}$ in Abhängigkeit vom Dichtegradient ∇u .
- Die Konzentrationsveränderung durch $\vec{j}$ ist:
$$\frac{\partial u(x, y, t)}{\partial t} = -\operatorname{div} \vec{j}(x, y, t).$$
- Der Divergenzoperator ist definiert durch:
$$\operatorname{div} \vec{j} = \left(\frac{\partial j_x(x, y, t)}{\partial x} + \frac{\partial j_y(x, y, t)}{\partial y} \right)$$

Fick'sches Gesetz (Namensherkunft, Quelle: [Wikipedia](#))

- **Adolf Eugen Fick** (* [3. September 1829](#) in [Kassel](#), † [21. August 1901](#) in [Blankenberghe](#), [Flandern](#)) war ein [deutscher Physiologe](#).
- Er stellte [1855](#) die nach ihm benannten Gesetze der [Diffusion](#) auf, die eine wesentliche Grundlage zur Entwicklung der [Kontaktlinse](#) bildeten.
- Die Adolf-Fick-Stiftung vergibt alljährlich den Adolf-Fick-Preis an einen herausragenden [Physiologen](#). Der Preis wird als die wichtigste Auszeichnung auf dem Gebiet der deutschsprachigen Physiologie angesehen.



Berechnung der Diffusion

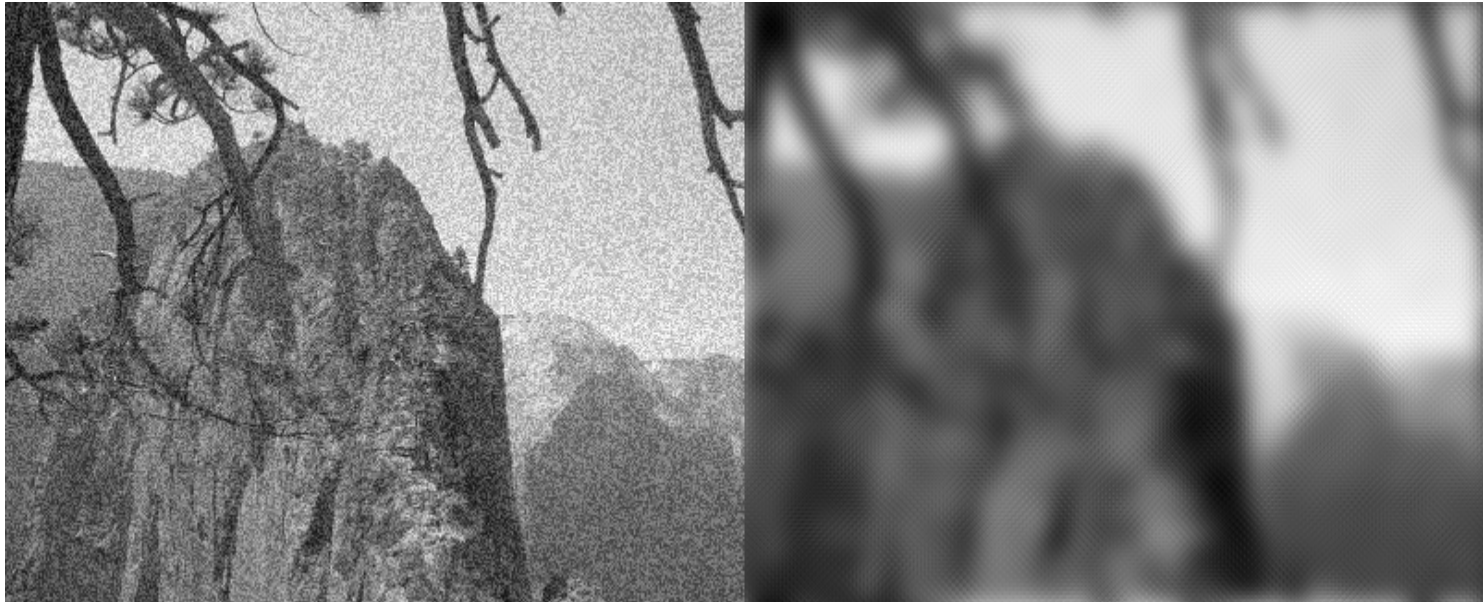
- Die Belegung des Diffusionstensors gibt an, ob es sich um homogene, inhomogene oder anisotrope, inhomogene Diffusion handelt.
- Die Differentialgleichung lässt sich im Allgemeinen nicht analytisch lösen.
- Iterative Approximation:

$$u(x, y, t_{i+1}) = u(x, y, t_i) + (t_{i+1} - t_i) \frac{\partial u(x, y, t_i)}{\partial t}.$$

Die Intervallgröße muss sorgfältig gewählt werden, damit der Schätzfehler durch die Approximation nicht zu groß wird.

Homogene Diffusion

$$\mathbf{D} = \begin{pmatrix} \varepsilon & 0 \\ 0 & \varepsilon \end{pmatrix} \quad \text{und} \quad \operatorname{div} \vec{j} = \left(\varepsilon \frac{\partial f(x, y, t)}{\partial x} + \varepsilon \frac{\partial f(x, y, t)}{\partial y} \right)$$



Inhomogene Diffusion

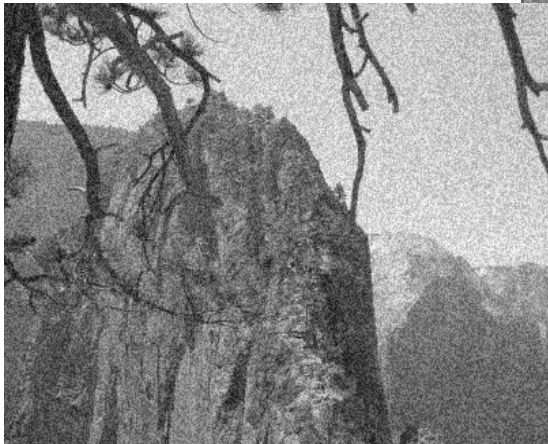
- **Ziel:** keine (wenig) Diffusion an Kanten.
- **Problem:** Kantenverlauf ist nicht bekannt.
- **Annahme:** Kante = hoher Gradient, d.h. Diffusionstensor muss von der Gradientenlänge abhängig sein.

$$\mathbf{D} = \begin{pmatrix} \varepsilon(\|\nabla u\|^2) & 0 \\ 0 & \varepsilon(\|\nabla u\|^2) \end{pmatrix} \quad \text{mit} \quad \varepsilon(\|\nabla u\|^2) = \varepsilon_0 \frac{\lambda^2}{\|\nabla u\|^2 + \lambda^2}$$

Der Parameter λ steuert, wie stark der Gradient die Diffusion beeinflusst.

Inhomogene Diffusion

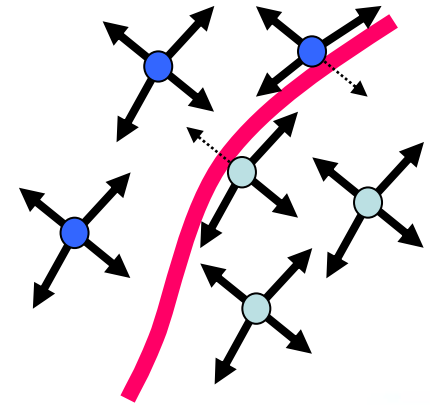
Rauschen an
den Kanten
bleibt erhalten.



Anisotrope, inhomogene Diffusion

- Ziel: keine Diffusion über Kanten hinaus, aber entlang von Kanten.
- Diffusionstensor muss Kantenrichtung mit berücksichtigen.
- Diffusionstensor kann zerlegt werden in:

$$\mathbf{D} = \begin{pmatrix} e_{1,1} & e_{2,1} \\ e_{1,2} & e_{2,2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 \\ 0 & \lambda_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} e_{1,1} & e_{1,2} \\ e_{2,1} & e_{2,2} \end{pmatrix}$$



- Adäquate Bestimmung der Eigenvektoren und Eigenwerte löst das Problem.



Eigenvektoren für die anisotrope Diffusion

$$\begin{aligned} (e_{1,1} \quad e_{1,2}) &= \frac{\nabla u}{\|\nabla u\|}, \quad \lambda_1 = \varepsilon(\|\nabla u\|^2) & \text{mit } \varepsilon(\|\nabla u\|^2) &= \varepsilon_0 \frac{\lambda^2}{\|\nabla u\|^2 + \lambda^2} \\ (e_{2,1} \quad e_{2,2}) &= (e_{1,2} \quad -e_{1,1}), \quad \lambda_2 = 1. \end{aligned}$$

- Erster Eigenvektor in Richtung des Gradienten und Eigenwert sinkt mit Gradientenlänge: keine Diffusion über Kanten hinweg.
- Zweiter Eigenvektor parallel zur Kante und Eigenwert konstant: Diffusion parallel zur Kante ist von der Kantenstärke unabhängig.

Anisotrope Diffusion

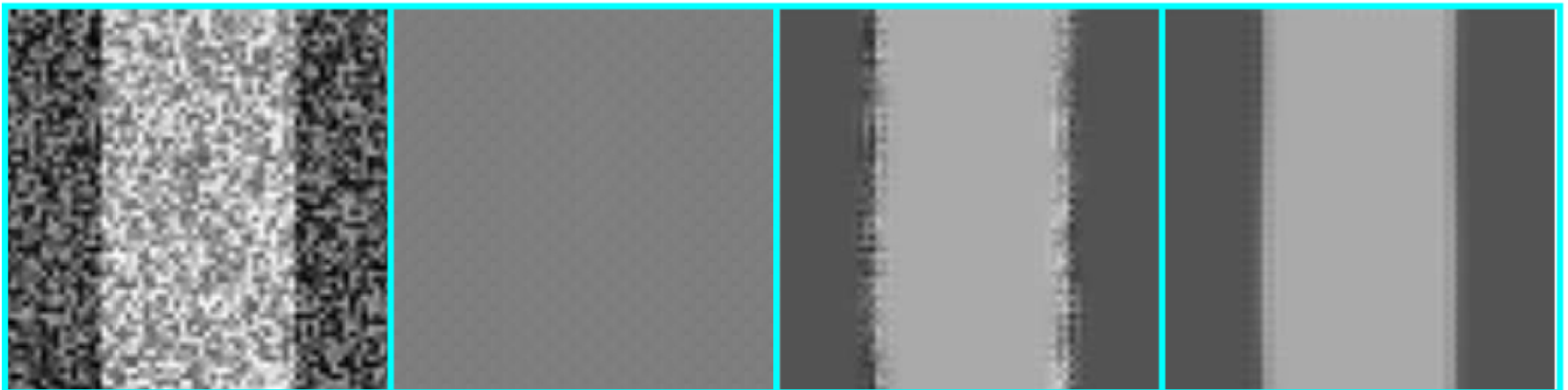


Anistrophe Diffusion



Diffusion im Vergleich

- Homogene Diffusion: vollständige Homogenisierung
- Inhomogene Diffusion
 - Isotrop: Erhält Kanten, aber dort auch Rauschen.
 - Anisotrop: unterdrückt Rauschen auch an Kanten.
- Modell für Dichtegradient und Kante sind gleich
- Es gibt keine 100%-ige Kantenentscheidung: Jede Diffusion führt nach genügend vielen Iterationen zur vollständigen Homogenisierung

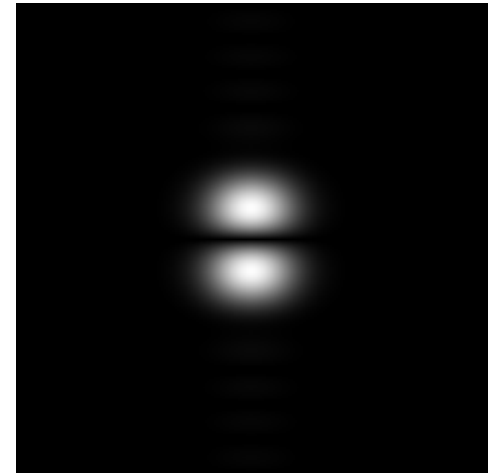


Dichte- und Kantengradient

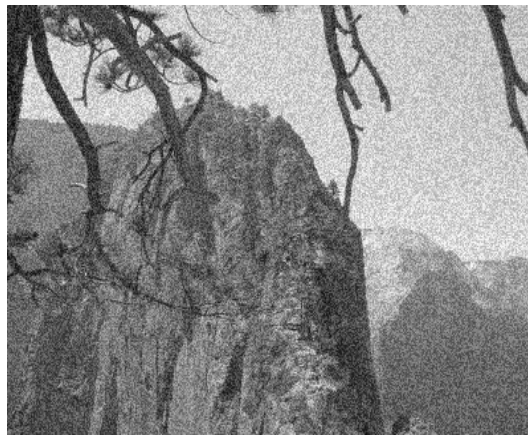
- Dichteunterschiede (einer Substanz) sind unabhängig von Grenzflächen.
- Kantengradient ∇k kann unabhängig von Dichtegradient ∇u definiert werden.
- Dichtegradient:
 - repräsentiert (weißes) Rauschen,
 - beinhaltet alle Frequenzen des Spektrums gleichmäßig
- Kantengradient
 - Repräsentiert (unscharfe) Abbildung einer idealen Stufenkante
 - Beinhaltet vornehmlich mittlere Frequenzen

Kanten- und Dichtegradienten

- Dichtegradient: einfacher Differenzoperator
- Kantengradient: Ableitung einer Gaußfunktion mit gegebener Standardabweichung
- ▶ Kanten mit Merkmalen, die durch das Gaußfilter nicht erfasst werden, bleiben nicht erhalten.



Resultat



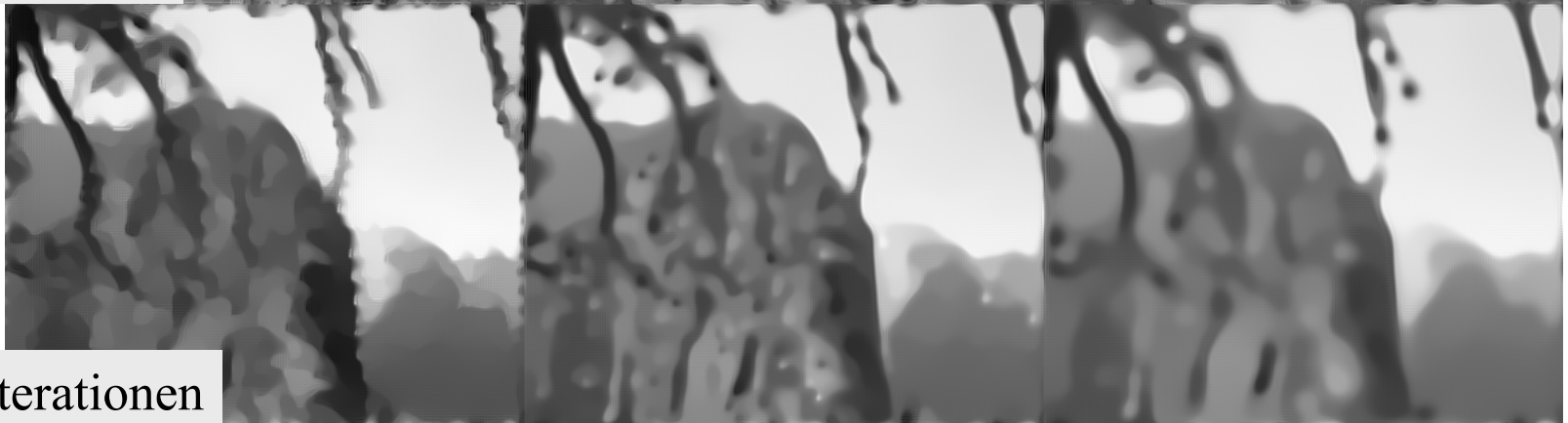
$\sigma=2.0$

$\sigma=5.0$

$\sigma=9.0$



20 Iterationen



200 Iterationen

..Also nochmal kurz:

- Durch nichtlineare Operatoren können Kanten und Rauschen getrennt behandelt werden.
- Medianfilterung und Kantenmodell der Medianfilterung.
- Diffusionsfilter
 - Diffusionsmodell
 - Homogene, inhomogene und anisotrope Diffusion
 - Parametrisierung

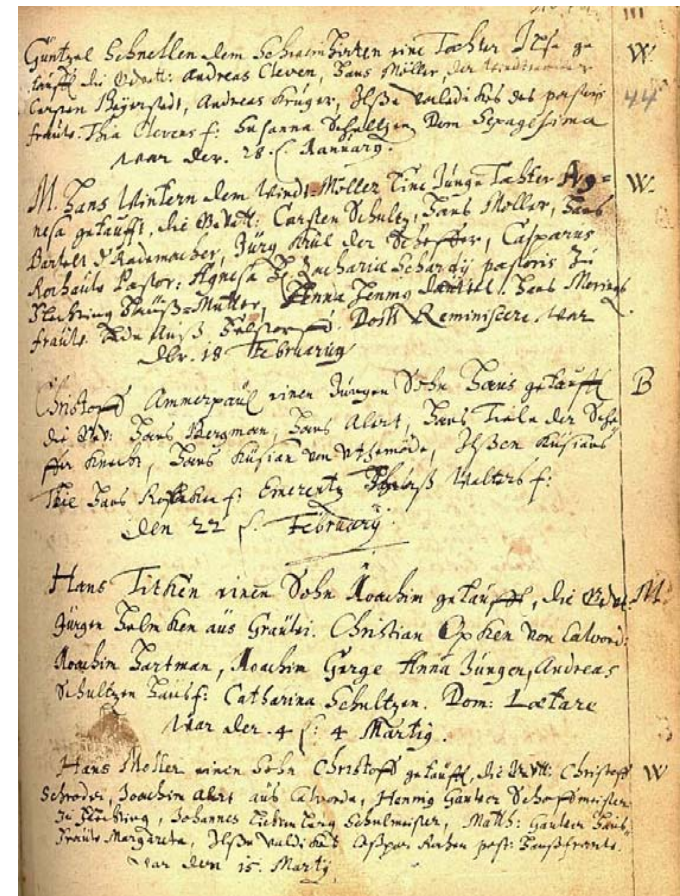
Segmentierung

- Ziel: Pixelaggregate schaffen, denen Bedeutung zugeordnet werden kann
- Pixel gehören zusammen, wenn sie einem zusammenhängenden Gebiet angehören.
- Homogenitätsbedingung ist vom Bildinhalt unabhängig (Segmentierung ist datenbasiert).
- Modellbasierte Segmentierung: Zwitter zwischen Segmentierung und Analyse.



Segmentierung

- Zerlegung eines Bildes in semantische Einheiten.
- **Segmente:** Träger der Bedeutung von Strukturen eines Bildes.
- Eigenschaften einer Segmentierung:
 - **vollständig:** jedes Pixel ist einem Segment zugeordnet.
 - **überdeckungsfrei:** ein Pixel ist genau einem Segment zugeordnet.
 - **zusammenhängend:** jedes Segment bildet ein zusammenhängendes Gebiet.

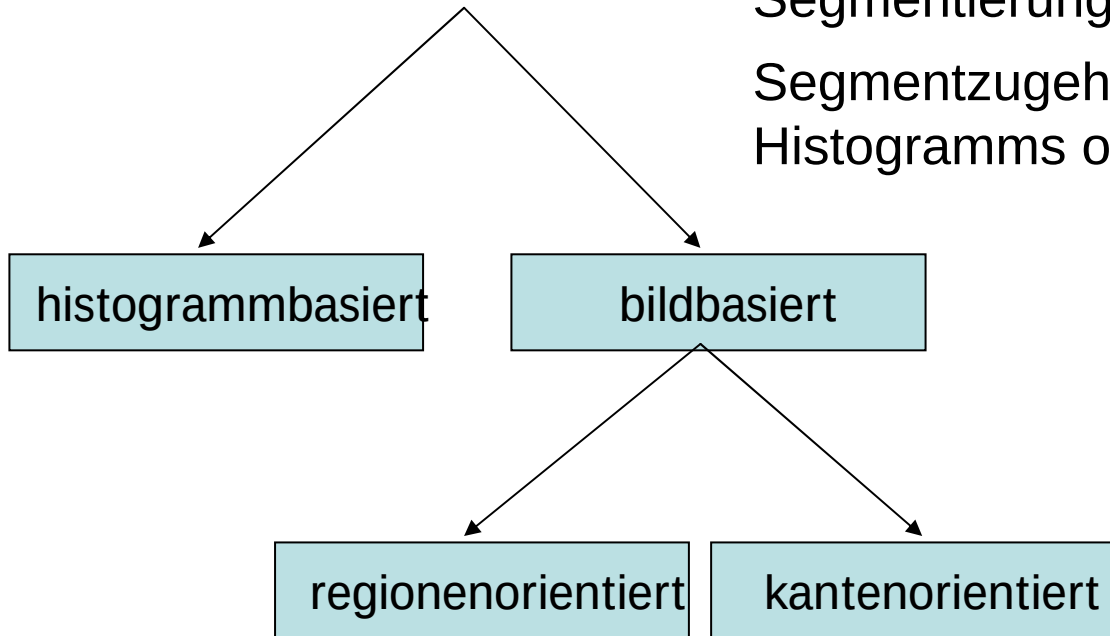


Handwritten text from a church register, similar to the one above, showing baptismal records with dates and names.

Segmentierungsmethoden

Histogrammbasierte oder bildbasierte
Segmentierung:

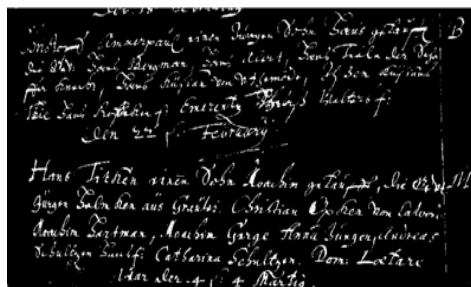
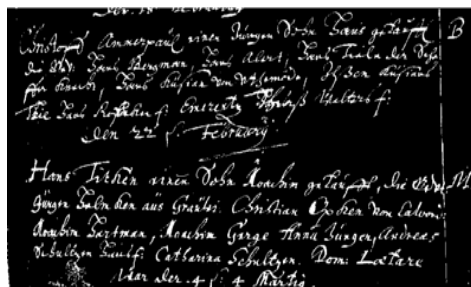
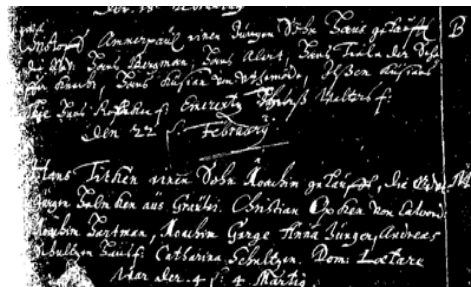
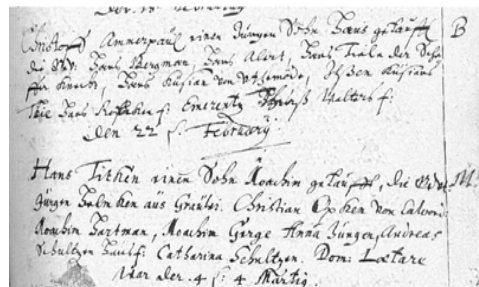
Segmentzugehörigkeit wird anhand des
Histogramms oder des Bildes entschieden



Regionen- oder Kantenorientierung:

Segmente werden durch ihre Grenzen oder ihr
Inneres definiert

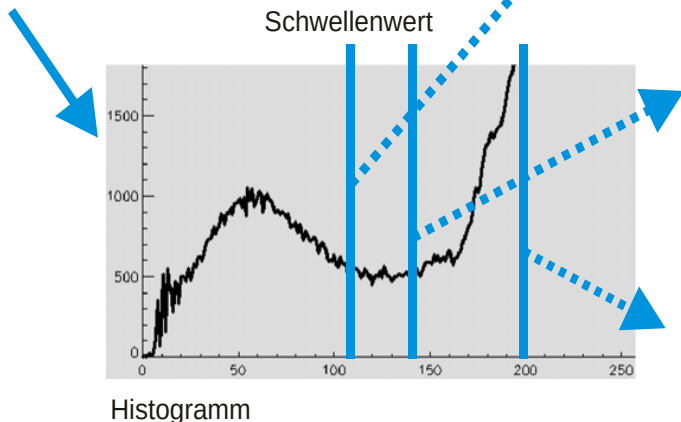
Histogrammbasierte Segmentierung



Annahme: Bild besteht aus zwei Anteilen die sich durch ihren Grauwert unterscheiden.

Aufgabe: Schwellenwert zwischen den beiden Grauwerten finden.

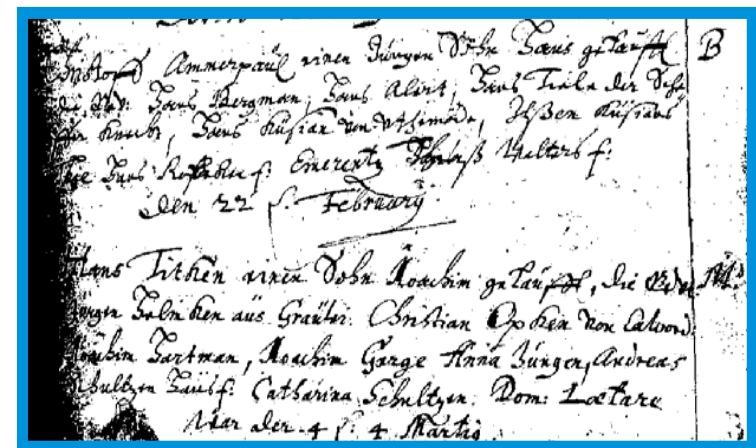
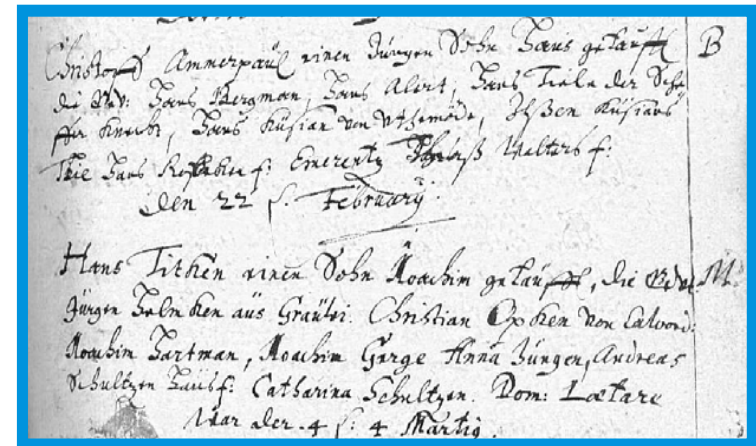
$$b(i,j) = \begin{cases} 1, & \text{falls } f(i,j) > T \\ 0, & \text{sonst} \end{cases}$$



Shading

Helligkeitsvariationen
zerstören die bimodale
Verteilung der
Häufigkeiten.

- Schwellenwert ist nicht
mehr für das gesamte
Bild definierbar.

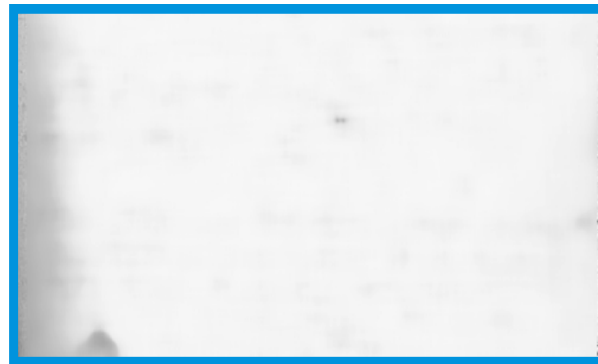
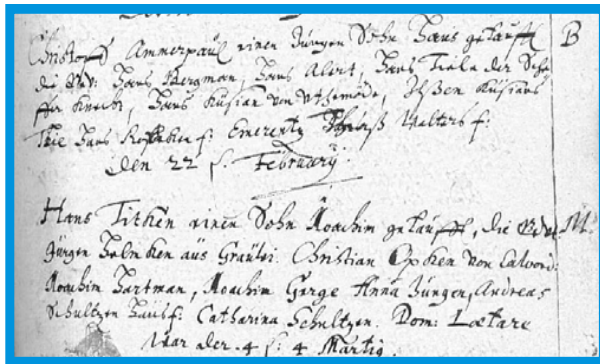


Berücksichtigung von Shading

- Homogenes Bild unter gleichen Bedingungen aufnehmen.
- Shading-Bild aus dem Bild selbst bestimmen.
- Variierende Schwellenwerte.

Bestimmung des Shadingbilds

- Falls die überwiegende Mehrzahl des Bildes aus Vorder- oder Hintergrund-pixeln besteht, kann das Shadingbild durch einem Rangordnungsfiler erzeugt werden.
- Das Rangordnungsfiler muss mindestens so groß sein, dass immer mindestens ein Vordergrund- und ein Hintergrundpixel enthalten ist.



13×13 Maximumsfilter

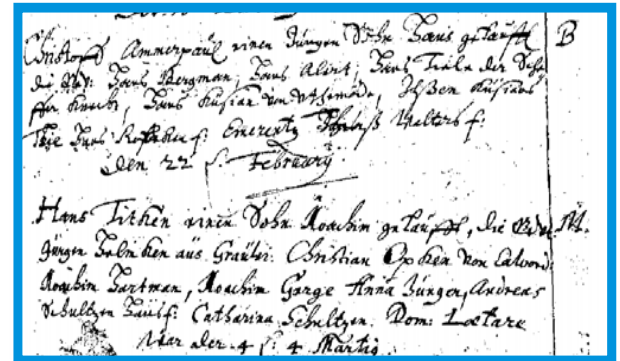
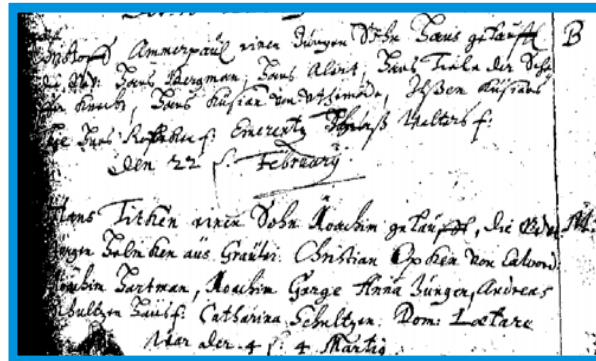
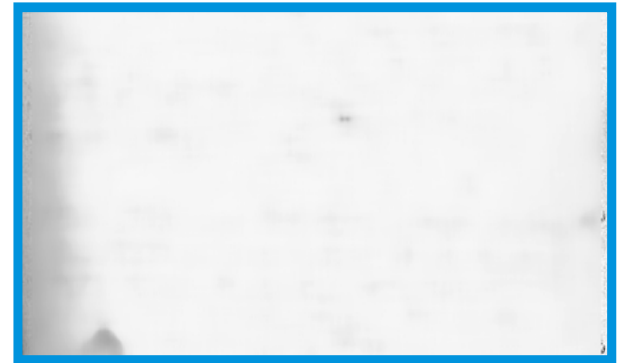
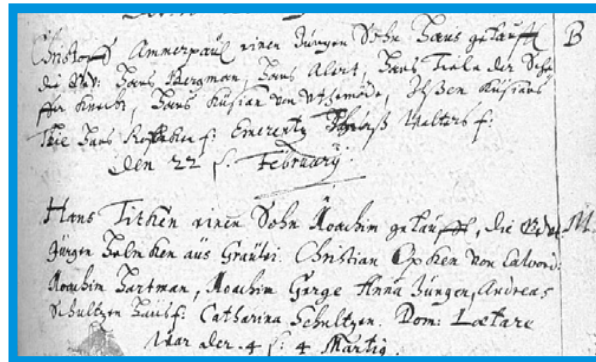
Shading-Korrektur

Berechne aus dem
Hintergrundbild
Shadingfunktion $s(i,j)$

Korrektur:

$$f'(i,j)=f(i,j) \cdot s(i,j)$$

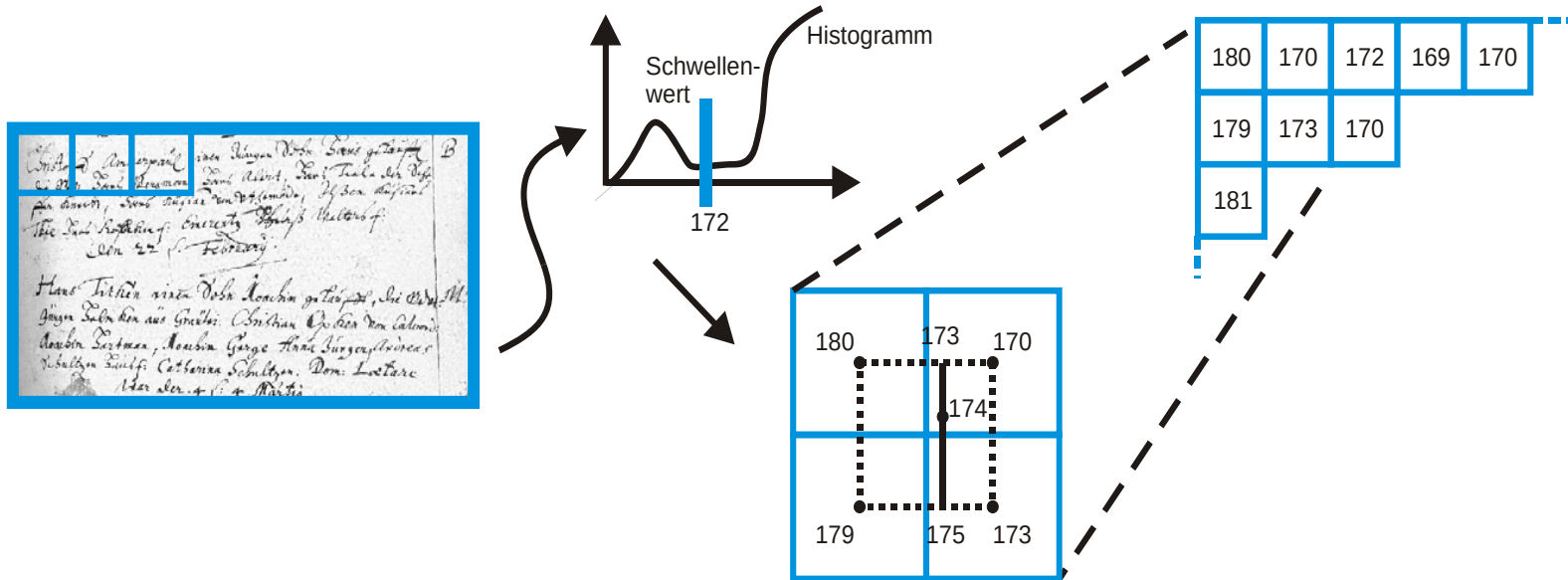
Segmentierung auf dem korrigierten Bild.



ohne Korrektur

mit Korrektur

Variierende Schwelle



Lokale Schwellenwerte aus Histogramme in Teilregionen.

(Lineare) Interpolation von Schwellenwerten $T(i,j)$ an allen anderen Punkten.

Segmentierung durch $f(i,j) > T(i,j)$.

Literatur

- Klaus D. Tönnies: "Grundlagen der Bildverarbeitung", ISBN 3-8273-7155-4
- <http://www.pearson-studium.de/main/main.asp?page=booksites/selectchapter&isbn=3827371554&PSZielgruppe=Student>