

総合科目Ⅲ『メディア処理の数理』第1回目

画像処理と医用画像

システム情報系情報工学域 工藤博幸

1

本日の講義の概要

第1時限目:『画像処理』

学習目標: 画像処理と呼ばれる技術の全体像が理解できる

- ・ 画像の生成, 伝送, 認識などを目的として計算機で画像を処理
- ・ 広範囲な技術, 応用分野

第2時限目:『CTを中心とした医用画像』

学習目標: CT, MRI, 超音波などで人間の体を輪切りにした医用画像が得られる仕組みが理解できる

最後の10分で小テスト

2

第1時限目:『画像処理』

3

1. 画像・映像処理技術の概要

- ・ 画像の認識・理解
- ・ 医用イメージングと計算機支援医療
- ・ メディア符号化
- ・ コンピュータビジョン(CV)
- ・ 劣化画像の品質改善

4

画像の認識・理解

画像に写っているものをコンピュータに認識させる技術
(文字認識, ロボットの環境認識, 個人照合, 医用画像認識)

画像認識の手順

入力画像 → 比較照合 → コンピュータ → 結果 A

画像からのパーツ抽出

学習データ → 抽出結果(400枚中384枚成功)

医用イメージングと計算機支援医療

コンピュータの利用による医療の変化

- ・ 計算イメージング(CT, MRI, 超音波)の出現(1973年)
(計測で得たデータに計算を施して画像を合成する)

放射線 → 計算 → 診断画像

・ 診断や治療にも画像処理技術を利用(1990年代)

	診断に利用されるメディア	診断・治療の方法
CTの発明以前	レントゲン写真, 心電図, 脳波	医師
CTの発明以降	上記+X線CT, MRI(磁気共鳴イメージング), エミッションCT, 超音波	
将来		計算機支援 完全自動化

メディア符号化

音声・画像通信のモデル

音声: 64キロ bit/sec
映像: 100メガ bit/sec
ハイビジョン: 1.2ギガ bit/sec

情報源 → A/D変換 → 符号化 → 通信路 → 復号化 → D/A変換 → 受信者

メディア符号化の目的

(1) 通信路の効率的な使用のためデータを圧縮する
(2) 信頼性向上のため通信路の誤りが訂正が可能な形式にする

JPEG 1/200 JPEG 1/150 JPEG 1/100

コンピュータ・ビジョン(CV)

2次元画像から3次元空間(奥行き情報)を知覚する機能の実現

陰影からの形状復元 模様からの形状復元

左眼画像 右眼画像 ステレオ視

飛行機から撮影 建物の高さ(飛行機からの距離)

左眼画像 右眼画像 計算 高い 低い

劣化画像の品質改善

画像の劣化要因を取り除き人間に見やすい画像に改善

雑音 ぼやけ 解像度低下 コントラスト低下

劣化のモデル $\vec{g} = A\vec{f} + \vec{n}$ に基づき \vec{g} から \vec{f} を推定
(f : 原画像、 g : 劣化画像、 A : 劣化を表す演算子、 n : 雑音)

低解像度画像 改善 高解像度画像

2. 画像処理入門

『画像処理』の基礎的な部分の一部を説明

『画像処理』基礎技術の全体像

大体どの本を見ても以下のようにまとめられている

題名	取り扱う内容
『画像処理の基礎事項』	画像のデジタル化、画像の直交変換、カラー画像とマルチスペクトル画像
『画像の画質改善処理』	濃度変換と強調、平滑化と雑音除去、画像の復元、幾何学的変換
『画像認識・理解のための画像解析』	画像認識の概要、画像の領域分割とエッジ抽出、形状・色・テクスチャーの特徴抽出、2値画像処理の基礎
『動画画像処理とコンピュータビジョン』	動画画像処理とコンピュータビジョンの概要、オプティカルフローの抽出、ステレオ視による3次元形状復元
『医用画像』	医用画像ができる仕組み、医用画像処理

黄色丸の項目について説明

1. JPEGによる画像圧縮(画像の変換)

画像データを小さい歪みで数十分の一に圧縮

JPEG 1/200 JPEG 1/150 JPEG 1/100

画像の表現法

N_1 白黒画像は各画素の値を8ビット(0(黒)~255(白))の数値で記録

N_2 ラスタ走査して一次元系列に変換

$N_1 N_2$ 個の数値
 5 10 12 15 ----- 200 205 203 ----- 40 32 38
 1番目 $N_1 N_2$ 番目

(1) 圧縮しないで記録した場合のデータ量 -> $8 N_1 N_2$ (ビット)
 個数が多いので膨大なデータ量になる

(2) JPEG
 入力画像 $\xrightarrow{\text{変換 キー}}$ DCT \rightarrow 変換係数 \rightarrow 記録

入力画像をDCT(離散コサイン変換)で別データに変換して記録

少数の変換係数のみ値が大きくなる
 -> ゼロに近い変換係数を無視して個数を削減

DCTの例

離散フーリエ変換 DFT

離散コサイン変換 DCT

少数の変換係数に大きな値が集中

14

2. カラー画像と白黒画像

カラー画像の生成過程

波長に依存

センサ

反射光 $f_\lambda(x, y)$

R
G
B

エネルギー

波長 λ

センサの感度

B G R

435.8 (nm) 546.1 (nm) 700 (nm)

波長 λ

センサの感度特性 \rightarrow
 $h_\lambda^R, h_\lambda^G, h_\lambda^B$

カラー画像 = 波長に依存する光を3つの異なる感度特性 (R,G,B)を持つセンサーで記録した画像の組

15

分かりやすいカラー画像の例

赤色の部分はR成分だけ明るい
 緑色の部分はG成分だけ明るい

R,G,Bの違いに色の情報が入っている

R(赤成分) G(緑成分) B(青成分)

16

3. コントラストの強調

コントラストが低い画像のコントラストを強調して見やすくする

光が少ない(夕方や曇り)時にとった画像、カメラの設定を間違えた場合、
 他様な原因

17

コントラスト低下の原因 \rightarrow 濃度ヒストグラムの範囲が狭い

画素数

濃度(明るさ)

許された範囲 $[Z_1, Z_k]$
 使われた範囲 $[a, b]$

次式で各画素値に引き伸ばしと平行移動

$$Z' = \frac{Z_k - Z_1}{b - a} (Z - a) + Z_1$$

変換後 \rightarrow 変換前

全部の範囲を使用している

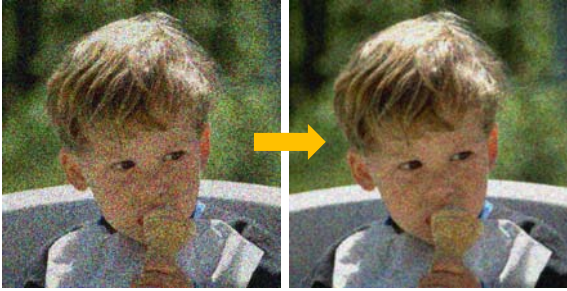
画素数

濃度(明るさ)

18

4. 雑音除去

画像を撮影する際に混入したランダム雑音を除去

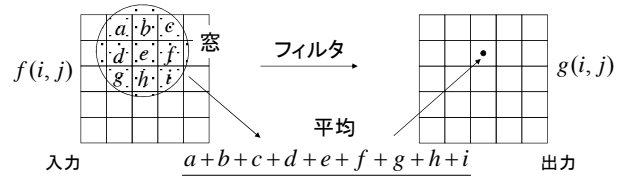


光が少ない(夕方や曇り)時にとった画像, 電子回路が出す雑音, 画像を記録する際に小数点以下を切り捨てて発生する雑音(量子化雑音)

19

平均値フィルタ

出力画像の点 (i, j) の濃度 = 入力画像の点 (i, j) 近傍の平均濃度



中央値(メディアン)フィルタ
出力画像の点 (i, j) の濃度 = 入力画像の点 (i, j) 近傍濃度の中央値

$\text{median}(a, b, c, d, e, f, g, h, i)$
中央値

20

雑音除去の例

物体境界の保存性が違う



21

5. 画像認識

人間は、画像に写っている物体の色・形・大きさから何が写っているか分かる

これと同じことを画像処理でコンピュータにやらせる技術

応用例

- 文字認識

郵便番号, ワープロ, 文書の電子化

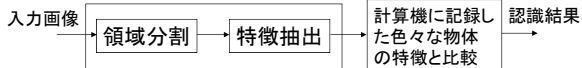
- 画像認識(より一般の画像を対象)

シーンの認識, ロボットビジョン, 乗り物自動運転, 個人照合(指紋・顔・静脈), 医用画像認識, 工場の製品検査他多数

22

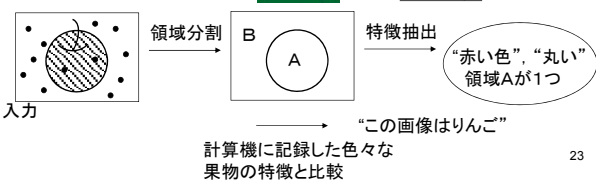
画像認識の一般的手順

画像の解析



領域分割 → 画像を色が一樣な幾つかの領域に分ける
特徴抽出 → 各領域の形の特徴, 色特徴を抽出する

例) 果物画像の認識



23

画像認識の例

- 顔画像認識(顔の位置とコンピュータに登録した何番の人が当てる)



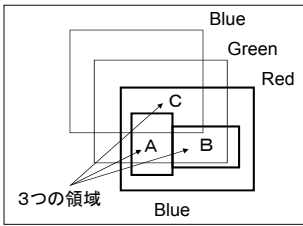
- 類似画像検索(入力画像と似ている画像を探す)



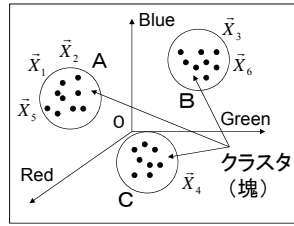
24

6. 画像領域分割(セグメンテーション)

画像を色が同じ幾つかの領域に分割する問題で、多様な手法
クラスタリング



カラー画像
各画素 i は3個の(濃度)特徴
特徴ベクトル $\vec{X}_i = (R_i, G_i, B_i)^T$

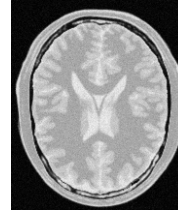


各領域で特徴ベクトルが一樣
→ 特徴ベクトル空間で各領域
はクラスタを形成する
クラスタに分けることで領域分割

25

クラスタリングの例

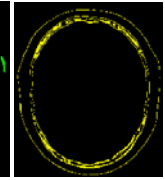
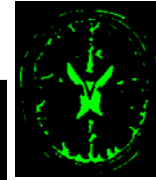
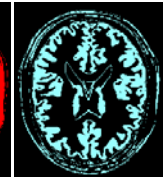
脳のMRI画像



4クラスタに分割

白質

灰質



応用例

・臓器の立体表示

・認知症の診断 認知症患者は脳が萎縮して体積が小さくなる

26

第2時限目: 『CTを中心とした医用画像』

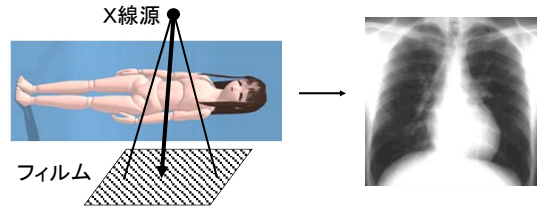
27

1. CTの目的と意義

人間の体を画像化して見る技術

(1) レントゲン写真(X線撮影)

レントゲンによるX線の発見(1895)

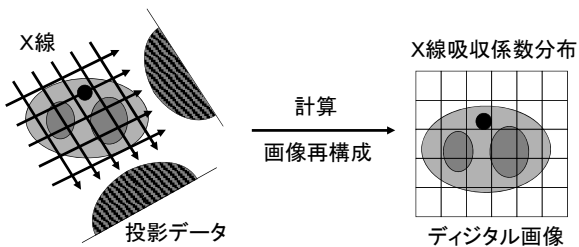


問題点1: 血管などの低コントラスト部 → 造影法
問題点2: 奥行き情報の欠落 → CT

28

(2) 断層イメージング(トモグラフィー)

1963 Cormack(アメリカ)がトモグラフィーの理論発表
1973 Hounsfield(イギリス)が初のCTスキャナ開発



測定データに計算を施して画像ができる
(カメラ、顕微鏡、レントゲンなどのイメージングと大きく異なる)

トモグラフィー発見の意義

・医用診断の変革 → レントゲンからトモグラフィーへ
・様々な断層イメージング装置発見のきっかけ

臨床で使われているトモグラフィー装置

装置	目的	画像化対象	原理
X線CT	形態	X線吸収係数	投影からの画像再構成
SPECT	機能	RIの分布	投影からの画像再構成
PET	機能	RIの分布	投影からの画像再構成
MRI	形態	水素(水)の分布	磁気共鳴
超音波	形態	音響インピーダンス	エコー法

機能のイメージング → 血流、酸素・糖の消費量など

MRI(Magnetic Resonance Imaging, 磁気共鳴イメージング)

SPECT(Single Photon Emission CT, 単光子放射型CT)

PET(Positron Emission Tomography, ポジトロンCT)

30

画像の例

X線CT MRI SPECT(血流)

PET(糖消費量) 超音波(心臓)

画像化している物理量が違うので、全部画像は違う

31

CT(GE) MRI(GE)

32

CT画像を立体表示した画像(ボリュームレンダリング)

256 or 512 断面

ボリュームデータ

見たい領域を抽出してコンピュータグラフィックスのソフトにかける

33

装置の例

CT (東芝)

MRI (GE)

超音波診断装置 (日立)

34

脳: 脳死

脳: 見る

35

2. CTの原理

(1) データ収集法

X線源 $I_0(r, \theta)$

照射X線強度

検出器 $I_1(r, \theta)$

検出X線強度

吸収係数分布 $f(x, y)$

測定データ

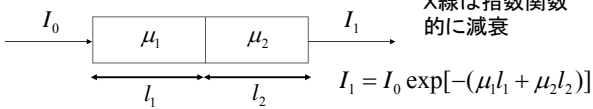
データ $I_1(r, \theta)$ を $0 \leq \theta \leq \pi$ の角度範囲で測定

全部の直線上の吸収を測ったことになる

36

(2) 測定データと吸収係数分布の関係式

簡単な例



CTの場合

$$I_1(r, \theta) = I_0(r, \theta) \exp[-\int_{-\infty}^{\infty} f(r \cos \theta - s \sin \theta, r \sin \theta + s \cos \theta) ds]$$

両辺の対数をとる

$$p(r, \theta) = \ln\left(\frac{I_0(r, \theta)}{I_1(r, \theta)}\right) = \int_{-\infty}^{\infty} f(r \cos \theta - s \sin \theta, r \sin \theta + s \cos \theta) ds$$

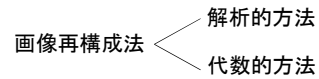
投影データ

直線 $r = x \cos \theta + y \sin \theta$ 上の
吸収係数分布 $f(x, y)$ の線積分

$f(x, y)$ に $p(r, \theta)$ を対応づける変換 → ラドン変換

画像再構成 → $p(r, \theta)$ から $f(x, y)$ を求める問題

(3) 画像再構成のデータ処理(計算)法



(3-1) 解析的方法

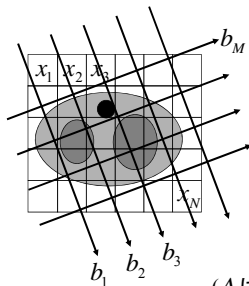
ラドンの反転公式(1917)に基づく

$$f(x, y) = -\frac{1}{2\pi^2} \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{x \cos \theta + y \sin \theta - r} \frac{\partial p(r, \theta)}{\partial r} dr d\theta$$

実際のCT装置で用いられている

(3-2) 代数的方法

ラドン変換を離散化した連立方程式を解く



画像

$$\vec{x} = (x_1, x_2, \dots, x_N)^T$$

投影データ

$$\vec{b} = (b_1, b_2, \dots, b_M)^T$$

ラドン変換

$$A\vec{x} = \vec{b}$$

(Aは行列、Nは未知数の数、Mは式の数)

$M \geq N$ ならば連立方程式を解くことで画像再構成ができる

3. その他の医用イメージング装置の原理

(1) MRI(磁気共鳴イメージング)

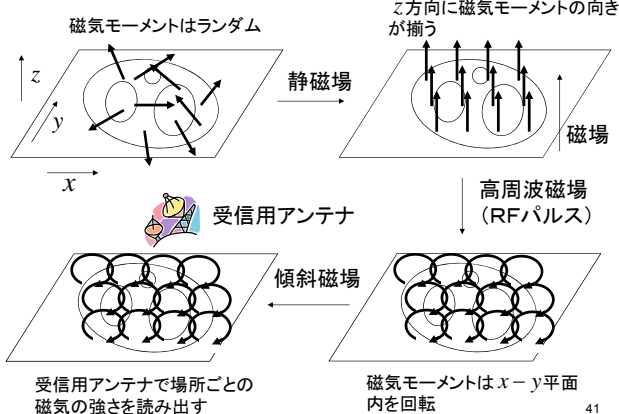
水素原子Hの分布(≈水H₂Oの分布)を画像化

『人体内の水素原子は磁気モーメントを持っており、それが外部に作る磁場の強さを測定』

特徴

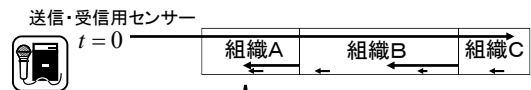
- ・無害(放射線を使わない)
- ・CTより内部組織の再現性に優れる
- ・血管にコントラストをつけたイメージング(アンジオグラフィ)
- ・ガン細胞にコントラストをつけたイメージング(緩和時間)
- ・機能イメージング(ファンクショナルMRI)

測定の手順



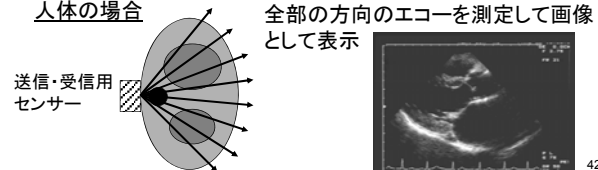
(2) 超音波イメージング

『人体に超音波をあててエコー(反射)波を測定』



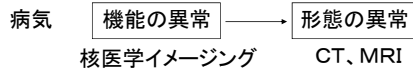
受信波
音響インピーダンス(反射係数)の分布
AとBの境界からのエコー
BとCの境界からのエコー

人体の場合



(3)核医学イメージング(PET・SPECT)

核医学画像診断



手順

(a)RIで標識した薬剤を体内に投与

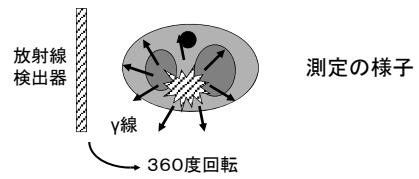
RIで標識とは(酸素消費量イメージングの例)?

自然界にある酸素 ${}^8_{16}O-{}^{16}_8O$

加速器を使って同位体で置換 ${}^8_{15}O-{}^{15}_8O$ → 安定になろうと γ 線を放出

(b)RIから放出される γ 線を測定して投影データを得る

43



(c)投影データからCTと同様の画像再構成

特徴

- ・機能イメージングでは最も優れている
- ・RIの種類で様々なイメージング(酸素・糖消費量、血流、レセプター)
- ・FDG(フルオロデオキシグルコース)を用いた全身ガン検査

44