Introduction to Compressive Sensing

Alex Cloninger

Norbert Wiener Center Department of Mathematics University of Maryland, College Park http://www.norbertwiener.umd.edu



< ロ > < 同 > < 回 > < 回 >





- 2 Compressive Sensing in Different Basis
- Applications to Medical Imaging
- Applications to Background Subtraction



Compressive Sensing in Different Basis Applications to Medical Imaging Applications to Background Subtraction Conclusion





- 2 Compressive Sensing in Different Basis
- 3 Applications to Medical Imaging
- 4 Applications to Background Subtraction



Compressive Sensing in Different Basis Applications to Medical Imaging Applications to Background Subtraction Conclusion

Initial Example



イロト イヨト イヨト イヨト

Compressive Sensing in Different Basis Applications to Medical Imaging Applications to Background Subtraction Conclusion

Initial Example

Picture has 10 megapixels

- Effectively 10 MB of information
- Can store picture as less than 1 MB using .jpg
 - Image is compressible in wavelet basis
- Camera observes in elementary basis

Questions

Why was it necessary to collect all 10 MB of information, but throw
 MB away?
 Can we measure in a different basis?

< □ > < 同 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □

Initial Example

Answer: For sparse objects, observe randomly in different basis.

Method

- $f \in \mathbb{C}^N$ is original signal, $\hat{f} \in \mathbb{C}^N$ is Fourier Transform
- Observe small number of random Fourier coefficients $\hat{f}(\gamma)$
- Wish to find sparsest solution $g \in \mathbb{C}^N$ such that

 $\hat{g}(\gamma) = \hat{f}(\gamma), \hspace{1em} orall \gamma$ randomly observed

• Compressive Sensing claims that sparsest g is equal to f

Overview of the Problem

- $f \in \mathbb{C}^N$ be sparse, and choose some $\Omega \subset \mathbb{Z}_N$
- Let your measurements be y, where

$$y = \hat{f}|_{\Omega}$$

Can recover "sparsest" solution by solving

$$\min_{oldsymbol{g}\in\mathbb{C}^N}\|oldsymbol{g}\|_{L^0(\mathbb{Z}_N)}, \hspace{1em} \hat{oldsymbol{g}}|_\Omega=\hat{f}|_\Omega$$

Definition (L^0 norm) $\|f\|_{L^0(\mathbb{Z}_N)} = |\{x \in \mathbb{Z}_N : f[x] \neq 0\}|$

Compressive Sensing in Different Basis Applications to Medical Imaging Applications to Background Subtraction Conclusion

Overview of the Problem

- $\|\cdot\|_{L^0}$ is not computationally efficient
 - Non-convex problem
 - NP-Hard

Main Questions

- **O** Is there metric other than $\|\cdot\|_{L^0}$ minimization?
- e How do we define "sparse"?
- What is minimum size of Ω needed?







- 2 Compressive Sensing in Different Basis
 - 3 Applications to Medical Imaging
 - 4 Applications to Background Subtraction



Initial Results in Fourier Space

• Candés, Romberg, and Tao proposed:

 L^1 Minimization $\min_{g\in\mathbb{C}^N}\|g\|_{L^1}, \ \ \hat{g}|_\Omega=\hat{f}|_\Omega,$

- Problem can be solved using Interior Points Method
 - Modified Newton's method
- Remember: Fourier coefficients are sampled randomly
 - If desire *m* samples, choose Ω uniformly at random over all $|\Omega| = m$

Main Theorem

Theorem (Candés, Romberg, Tao)

Let $f \in \mathbb{C}^N$ be some discrete signal with support set T, where T is unknown. Choose Ω of size $|\Omega| = m$ uniformly at random. For a given accuracy parameter M, if

$$|T| \le C_M (\log N)^{-1} |\Omega|, \qquad (2)$$

then with probability exceeding $1 - O(N^{-M})$, the minimizer to problem (1) is unique and equal to *f*.

•
$$C_M \sim O\left(\frac{1}{M}\right)$$

Arbitrary Orthogonal Matrix

- Generalize to $N \times N$ orthogonal matrix U such that $U^* U = N \cdot I_N$
- Observe $y = U_{\Omega} f$
- Recover sparse $f \in \mathbb{C}^N$ by solving

$$\min_{g\in\mathbb{C}^N} \|g\|_{L^1}, \quad U_\Omega g = U_\Omega f.$$
(3)

< □ > < 同 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □

Successful with high probability given

$$|\Omega| \ge C \cdot [\mu(U)]^2 \cdot |T| \cdot \log(N)$$

where

$$\mu(U) = \max_{k,j} |U_{k,j}|$$

Main Theorem

Theorem (Candés, Romberg)

Fix $T \subset \mathbb{Z}_N$. Let U be an NxN orthogonal matrix with $\mu = \max_{i,j} |U_{i,j}|$. Choose a sign sequence z(t) for $t \in T$, uniformly at random. Choose Ω at random such that

 $|\Omega| \geq C_0 |T| \mu^2(U) \log(N/\delta)$ and $|\Omega| \geq C_0' \log^2(N/\delta)$

Let $f \in \mathbb{C}^N$ have supp(f) = T and

 $\operatorname{sgn}(f)(t) = z(t), \quad \forall t \in T.$

Then with probability exceeding $1 - \delta$, f is the unique minimizer to (3).

for Harmonic Analysis and Application

イロト イポト イヨト イヨト

Alternate Interpretation of U

• Consider $U = \Phi \Psi$

- Ψ is sparsity basis, $\Psi^*\Psi = I$
- Call Φ measurement basis, $\Phi^* \Phi = N \cdot I$

Corollary (Sparsity and Measurement Basis)

Let $x \in \mathbb{C}^N$ (not necessarily sparse). Wish to recover x from

 $y = \Phi_{\Omega} x.$

Assume \exists sparse f such that $x = \Psi f$, so

$$y = \Phi_{\Omega} \Psi \cdot f = U_{\Omega} f.$$

If $f^{\#}$ minimizes (3), best estimate for x is

$$x^{\#}=\Psi f^{\#}.$$

Center





- 2 Compressive Sensing in Different Basis
- Applications to Medical Imaging
 - 4 Applications to Background Subtraction



Theory Behind Matrix Completion

- Consider only observing rank *r* matrix *M* ∈ C^{N×N} on some subset Ω of its indices
- Let SVD of *M* be $M = U\Sigma V'$
- Possible to recover M as solution to

 $\begin{array}{ll} \min_{X} & \operatorname{rank}(X)\\ \text{such that} & (UXV')_{i,j} = (U\Sigma V')_{i,j}, \ (i,j) \in \Omega \end{array}$

This problem is NP-hard



Matrix Completion Approach

Definition (Nuclear Norm)

Let $\sigma_i(M)$ be the *i*th largest singular value of *M*. If rank(*M*) = *r*, then

$$\|\boldsymbol{M}\|_* := \sum_{i=1}^r \sigma_i(\boldsymbol{M})$$

Recovery Algorithm

Wish to recover M by solving problem (P^{*}), which is

$$\begin{array}{c} \min_{X} & \|X\|_{*} \\ \text{such that} & (UXV')_{i,j} = M_{i,j}, \ (i,j) \in \Omega \end{array}$$

or manmonic Amatysis and Application

Applications to Nuclear Magnetic Resonance

- Nuclear Magnetic Resonance (NMR) imaging studies molecular structure.
- Multidimensional correlations found can identify and study fluid-saturated porous medium
 - Specifically can use T1-T2 relaxation times (longitudinal and traverse)
 - Collisions of spin-bearing molecules with pore walls induce more rapid relaxation
 - Simple correlation between relaxation rate and pore surface-to-volume ratio
- Best way to measure T1-T2 times is using pulse train of RF energy particles
- Problem is NMR is incredibly slow



Math Behind NMR

 Echo measurements are related to T1-T2 correlations via Laplace Transform

$$M(\tau_1,\tau_2) = \int \int (1-2e^{\tau_1/T_1})e^{\tau_2/T_2}\mathcal{F}(T_1,T_2)dT_1dT_2 + E(\tau_1,\tau_2)$$

We'll consider more general 2D Fredholm Integral

$$M(\tau_1,\tau_2) = \int \int k_1(\tau_1,T_1)k_2(\tau_2,T_2)\mathcal{F}(T_1,T_2)dT_1dT_2 + E(\tau_1,\tau_2)$$

where $E(\tau_1, \tau_2) \sim \mathcal{N}(\mathbf{0}, \epsilon)$

Discretize to

$$\mathbf{M}=\mathbf{K_1FK_2'}+\mathbf{E}$$

< □ > < 同 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < 回 > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □ > < □

Recovery from Small Number of Entries



In Harmonic Analy

Error Analysis



Outline



- 2 Compressive Sensing in Different Basis
- 3 Applications to Medical Imaging
- Applications to Background Subtraction





Video Presentation



Robust PCA

Principal Component Pursuit

Let L_0 be low rank background and S_0 be sparse foreground. Wish to recover L_0 and S_0 by solving

$$\min_{L,S} ||L||_* + \lambda ||S||_1$$
(4)
such that $L + S = M$





Video Split



Outline



- 2 Compressive Sensing in Different Basis
- 3 Applications to Medical Imaging
- 4 Applications to Background Subtraction



Final Thoughts

- Whole field based around observations being redundant
- In reality, most objects can be represented more sparsely in different way
- Still large number of applications that can benefit
- (Wojtek made me put this in) NWC has many more problems of interest

