

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-114104

(P2007-114104A)

(43) 公開日 平成19年5月10日(2007.5.10)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO 1 N 27/72 (2006.01)	GO 1 N 27/72 Z A A	2 G O 1 7
GO 1 R 33/035 (2006.01)	GO 1 R 33/035	2 G O 5 3

審査請求 未請求 請求項の数 22 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2005-307141 (P2005-307141)	(71) 出願人	503360115 独立行政法人科学技術振興機構 埼玉県川口市本町4丁目1番8号
(22) 出願日	平成17年10月21日(2005.10.21)	(71) 出願人	505127721 公立大学法人大阪府立大学 大阪府堺市中央区学園町1-1
		(74) 代理人	100072051 弁理士 杉村 興作
		(74) 代理人	100101096 弁理士 徳永 博
		(74) 代理人	100107227 弁理士 藤谷 史朗
		(74) 代理人	100114292 弁理士 来間 清志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 S Q U I D 顕微鏡による画像の解析方法、及び S Q U I D 顕微鏡による画像の解析システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡で得た画像を、例えばそのピックアップスケールよりも小さいようなスケールで解析し、高解像度の画像を得る。

【解決手段】SQUID顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、i 番目のセルを b_i として規定する。次いで、前記SQUID顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、j 番目のセルを d_j として規定し、

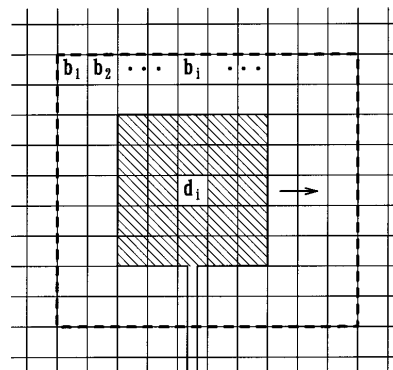
$$d_j = \sum_{k \in S_{coil}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

なる式に基づいて、

$$\vec{d} = H \cdot \vec{b} \quad (2)$$

なる式を得、前記(2)式におけるHの逆行列を導出し、ベクトル d_j からベクトル b_i を復元する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡による画像の解析方法であって、
前記SQUID顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、 i 番目のセルを b_i として規定するステップと、

前記SQUID顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、
 j 番目のセルを d_j として規定するステップと、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

10

なる式(ここで、

$$f(\vec{r}_j)$$

はコイルの形状因子である)に基づいて、

$$\vec{d} = H \cdot \vec{b} \quad (2)$$

なる式(ここで、

20

$$\vec{d}$$

は d_j のベクトル表示であり、

$$\vec{b}$$

は b_i のベクトル表示であり、 H は観測によるデータの平均化を表す行列であり、

$$\vec{d}$$

30

及び

$$\vec{b}$$

の次元は互いに同じであるとする)を得るステップと、

前記(2)式における H の逆行列を導出し、

$$\vec{d}$$

40

から

$$\vec{b}$$

を復元するステップと、

を具えることを特徴とする、SQUID顕微鏡による画像の解析方法。

【請求項 2】

超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡による画像の解析方法であって、

前記SQUID顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、 i 番目のセルを b_i として規定するステップと、

50

前記SQUID顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、
j 番目のセルを d_j として規定するステップと、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

なる式（ここで、

$$f(\vec{r}_j)$$

10

はコイルの形状因子である) に基づいて、

$$d(\vec{k}) = H(\vec{k}) b(\vec{k}) \quad (3)$$

なる式（ここで、

$$\vec{k}$$

は 2 次元の波数ベクトルであり、

20

$$H(\vec{k})$$

はコイルピックアップの形状因子を表す行列である) を得るステップと、
前記 (3) 式を変形して

$$b(\vec{k}) = d(\vec{k}) / H(\vec{k}) \quad (4)$$

を得、

30

$$b(\vec{k})$$

を導出するステップと、

を具えることを特徴とする、SQUID顕微鏡による画像の解析方法。

【請求項 3】

前記ピックアップコイルは正方形であって、前記

$$H(\vec{k})$$

40

は

$$H(\vec{k}) = \frac{2}{k_x} \sin k_x a \frac{2}{k_y} \sin k_y b \quad (5)$$

なる式で表されることを特徴とする、請求項 2 に記載の SQUID顕微鏡による画像の解析方法。

【請求項 4】

前記ピックアップコイルは円形であって、前記

50

$H(\vec{k})$

は

$$H(\vec{k}) = \frac{2\pi}{|\vec{k}|} J_1(|\vec{k}|a) \quad (6)$$

なる式で表されることを特徴とする、請求項 2 に記載の SQUID 顕微鏡による画像の解析方法。

10

【請求項 5】

超伝導量子干渉素子 (SQUID) 顕微鏡による画像の解析方法であって、

前記 SQUID 顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、 i 番目のセルを b_i として規定するステップと、

前記 SQUID 顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、 j 番目のセルを d_j として規定するステップと、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

20

なる式 (ここで、

$f(\vec{r}_j)$

はコイルの形状因子である) に基づいて、

$$F = \left| \vec{d} - H \cdot \vec{b} \right| \quad (7)$$

なる式 (ここで、

30

\vec{d}

は d_j のベクトル表示であり、

\vec{b}

は b_i のベクトル表示であり、 H は観測によるデータの平均化を表す行列であり、

\vec{d}

40

及び

\vec{b}

の次元は互いに同じであるとする) を得るステップと、

前記 (7) 式における F が最小となるような

\vec{b}

を導出するステップと、
を具えることを特徴とする、SQUID顕微鏡による画像の解析方法。

【請求項6】

超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡による画像の解析方法であって、

前記SQUID顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、i番目のセルを b_i として規定するステップと、

前記SQUID顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、j番目のセルを d_j として規定するステップと、 10

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

なる式(ここで、

$f(\vec{r}_j)$

はコイルの形状因子である)に基づいて、 20

$$F = \left| \vec{d} - H \cdot \vec{b} \right| \quad (7)$$

なる式(ここで、

\vec{d}

は d_j のベクトル表示であり、

\vec{b}

30

は b_i のベクトル表示であり、Hは観測によるデータの平均化を表す行列であり、

\vec{d}

及び

\vec{b}

40

の次元は互いに同じであるとする)を得るステップと、

$$\delta F = \gamma \sum (b_i - b_j)^2 \quad (8)$$

なる式を前記(7)式に加え、

$$F + \delta F \quad (9)$$

なる式を得るステップと、

50

前記(9)式が最小となるような

\vec{b}

を導出するステップと、
を具えることを特徴とする、SQUID顕微鏡による画像の解析方法。

【請求項7】

前記(8)式における \vec{b} は、ノイズレベルの大きさに応じて変化させることを特徴とする、請求項6に記載SQUID顕微鏡による画像の解析方法。

【請求項8】

前記 \vec{b} は、前記ノイズレベルの増大に伴って増大させることを特徴とする、請求項7に記載のSQUID顕微鏡による画像の解析方法。

10

【請求項9】

前記(8)式は、

$$\delta F = \vec{b} \cdot M \cdot \vec{b} \quad (10)$$

なる式に書き直し(ここで、

\vec{b}

20

は

\vec{b}

の転置ベクトル)、

$$\vec{b} = (H^2 + M)^{-1} H \cdot \vec{d} \quad (11)$$

30

なる式から

\vec{b}

を導出することを特徴とする、請求項6～8のいずれか一に記載のSQUID顕微鏡による画像の解析方法。

【請求項10】

前記 \vec{b} は得られる画像が最も鮮明となるように調整することを特徴とする、請求項9に記載のSQUID顕微鏡による画像の解析方法。

【請求項11】

前記画像の解像度が、前記ピックアップコイルのスケールより小さいことを特徴とする、請求項1～10のいずれか一に記載のSQUID顕微鏡による画像の解析方法。

40

【請求項12】

超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡と、

前記SQUID顕微鏡によって得た画像を解析するための画像解析手段とを具え、

前記画像解析手段においては、前記SQUID顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、 i 番目のセルを b_i とし規定し、前記SQUID顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、 j 番目のセルを d_j とし規定し、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

なる式（ここで、

$$f(\vec{r}_j)$$

はコイルの形状因子である）に基づいて、

$$\vec{d} = H \cdot \vec{b} \quad (2)$$

10

なる式（ここで、

$$\vec{d}$$

は d_j のベクトル表示であり、

$$\vec{b}$$

20

は b_i のベクトル表示であり、 H は観測によるデータの平均化を表す行列であり、

$$\vec{d}$$

及び

$$\vec{b}$$

30

の次元は互いに同じであるとする）を得、前記（2）式における H の逆行列を導出し、

$$f(\vec{r}_j)$$

から

$$\vec{d}$$

40

を復元することを特徴とする、SQUID顕微鏡による画像の解析システム。

【請求項13】

超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡と、

前記SQUID顕微鏡によって得た画像を解析するための画像解析手段とを具備、

前記画像解析手段においては、前記SQUID顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、 i 番目のセルを b_i として規定し、前記SQUID顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、 j 番目のセルを d_j として規定し、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

なる式（ここで、

$$f(\vec{r}_j)$$

はコイルの形状因子である) に基づいて、

$$d(\vec{k}) = H(\vec{k}) b(\vec{k}) \quad (3)$$

10

なる式（ここで、

$$\vec{k}$$

は 2 次元の波数ベクトルであり、

$$H(\vec{k})$$

20

はコイルピックアップの形状因子を表す行列である) を得、前記 (3) 式を変形して (4) 式を得、

$$b(\vec{k})$$

を導出することを特徴とする、SQUID顕微鏡による画像の解析システム。

【請求項 1 4】

前記ピックアップコイルは正方形であって、前記

30

$$H(\vec{k})$$

は

$$H(\vec{k}) = \frac{2}{k_x} \sin k_x a \frac{2}{k_y} \sin k_y b \quad (5)$$

なる式で表されることを特徴とする、請求項 1 3 に記載の SQUID顕微鏡による画像の解析システム。

40

【請求項 1 5】

前記ピックアップコイルは円形であって、前記

$$H(\vec{k})$$

は

$$H(\vec{k}) = \frac{2\pi}{|\vec{k}|} J_1(|\vec{k}|a) \quad (6)$$

50

なる式で表されることを特徴とする、請求項 1 3 に記載の SQUID 顕微鏡による画像の解析システム。

【請求項 1 6】

超伝導量子干渉素子 (SQUID) 顕微鏡と、

前記 SQUID 顕微鏡によって得た画像を解析するための画像解析手段とを具備、

前記画像解析手段においては、前記 SQUID 顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、 i 番目のセルを b_i として規定し、前記 SQUID 顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、 j 番目のセルを d_j として規定し、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

10

なる式 (ここで、

$$f(\vec{r}_j)$$

はコイルの形状因子である) に基づいて、

$$F = \left| \vec{d} - H \cdot \vec{b} \right| \quad (7)$$

20

なる式 (ここで、

$$\vec{d}$$

は d_j のベクトル表示であり、

$$\vec{b}$$

30

は b_i のベクトル表示であり、 H は観測によるデータの平均化を表す行列であり、

$$\vec{d}$$

及び

$$\vec{b}$$

の次元は互いに同じであるとする) を得、前記 (7) 式における F が最小となるような

$$\vec{b}$$

40

を導出することを特徴とする、SQUID 顕微鏡による画像の解析システム。

【請求項 1 7】

超伝導量子干渉素子 (SQUID) 顕微鏡と、

前記 SQUID 顕微鏡によって得た画像を解析するための画像解析手段とを具備、

前記画像解析手段においては、前記 SQUID 顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、 i 番目のセルを b_i として規定し、前記 SQUID 顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、 j 番目のセルを d_j として規定し、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

なる式（ここで、 A はコイルの形状因子である）に基づいて、

$$F = \left| \vec{d} - H \cdot \vec{b} \right| \quad (7)$$

なる式（ここで、

$$\vec{d}$$

10

は d_j のベクトル表示であり、

$$\vec{b}$$

は b_i のベクトル表示であり、 H は観測によるデータの平均化を表す行列であり、

$$\vec{d}$$

20

及び

$$\vec{b}$$

の次元は互いに同じであるとする)を得、

$$\delta F = \gamma \sum (b_i - b_j)^2 \quad (8)$$

30

なる式を前記(7)式に加えて、

$$F + \delta F \quad (9)$$

なる式を得、前記(9)式が最小となるような

$$\vec{b}$$

を導出することを特徴とする、SQUID顕微鏡による画像の解析システム。

【請求項18】

40

前記(8)式における γ は、ノイズレベルの大きさに応じて変化させることを特徴とする、請求項17に記載SQUID顕微鏡による画像の解析システム。

【請求項19】

前記 γ は、前記ノイズレベルの増大に伴って増大させることを特徴とする、請求項18に記載のSQUID顕微鏡による画像の解析システム。

【請求項20】

前記(8)式は、

$$\delta F = \vec{b} \cdot M \cdot \vec{b} \quad (10)$$

50

なる式に書き直し(ここで、

$$\vec{b}$$

は

$$\vec{b}$$

の転置ベクトル)、

$$\vec{b} = (H^2 + M)^{-1} H \cdot \vec{d} \quad (11)$$

10

なる式から

$$\vec{b}$$

を導出することを特徴とする、請求項 17 ~ 19 のいずれか一に記載の SQUID 顕微鏡による画像の解析システム。

【請求項 21】

前記 は得られる画像が最も鮮明となるように調整することを特徴とする、請求項 20 に記載の SQUID 顕微鏡による画像の解析システム。 20

【請求項 22】

前記画像の解像度が、前記ピックアップコイルのスケールより小さいことを特徴とする、請求項 12 ~ 21 のいずれか一に記載の SQUID 顕微鏡による画像の解析システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、SQUID 顕微鏡による画像の解析方法、及び SQUID 顕微鏡による画像の解析システムに関する。 30

【背景技術】

【0002】

超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡は、磁場分布を高精度で測定し画像化する技術として研究されており、既に実用化もされている。この顕微鏡を用いて画像を得るに際しては、ピックアップコイルと呼ばれる微小なコイルを2次元平面内で走査することによって、前記コイルを貫く磁束を計測し、2次元画像としてイメージ化するものである。

【0003】

このようにして得た画像を数値処理する技法としては、観測された磁場分布からその磁場を生じているところの電流分布を求めるといったものが挙げられる。この際、磁場分布の短波長の部分の寄与が増幅されることによるノイズの増幅を抑えるために、例えばローパスフィルタを使用することが提案されている。また、予め観測像の形状を考慮したフーリエ空間における選択的フィルタリングの方法も導入されている。 40

【0004】

しかしながら、これらの技術は、上記ピックアップコイルよりもスケールの大きな磁場及び電流分布にのみ適用可能な技術であり、高解像度の画像を得ることはできない。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は、超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡で得た画像を、例えばそのピックアップスケールよりも小さいようなスケールで解析し、高解像度の画像を得ることを目的とする 50

。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記目的を達成すべく、本発明は超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡で得た画像を高解像度で解析すべく種々の画像解析技術を開発した。

【0007】

本願の請求項1に関わる発明は、

超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡による画像の解析方法であって、

前記SQUID顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、 i 番目のセルを b_i として規定するステップと、

10

前記SQUID顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、 j 番目のセルを d_j として規定するステップと、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

なる式(ここで、

$$f(\vec{r}_j)$$

20

はコイルの形状因子である)に基づいて、

$$\vec{d} = H \cdot \vec{b} \quad (2)$$

なる式(ここで、

$$\vec{d}$$

は d_j のベクトル表示であり、

$$\vec{b}$$

30

は b_i のベクトル表示であり、 H は観測によるデータの平均化を表す行列であり、

$$\vec{d}$$

及び

$$\vec{b}$$

40

の次元は互いに同じであるとする)を得るステップと、

前記(2)式における H の逆行列を導出し、

$$\vec{d}$$

から

$$\vec{b}$$

50

を復元するステップと、
 を具えることを特徴とする、SQUID顕微鏡による画像の解析方法（第1の画像解析方法）
 に関する。

【0008】

また、本願の請求項2に関わる発明は、
 超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡による画像の解析方法であって、
 前記SQUID顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、i番目のセルを b_i として規
 定するステップと、

前記SQUID顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、
 j番目のセルを d_j として規定するステップと、 10

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

なる式（ここで、

$$f(\vec{r}_j)$$

はコイルの形状因子である）に基づいて、 20

$$d(\vec{k}) = H(\vec{k}) b(\vec{k}) \quad (3)$$

なる式（ここで、

$$\vec{k}$$

は2次元の波数ベクトルであり、

$$H(\vec{k})$$

30

はコイルピックアップの形状因子を表す行列である）を得るステップと、

前記(3)式を変形して(4)式を得、

$$b(\vec{k})$$

を導出するステップと、

を具えることを特徴とする、SQUID顕微鏡による画像の解析方法（第2の画像解析方法）
 に関する。 40

【0009】

さらに、本願の請求項5に関わる発明は、
 超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡による画像の解析方法であって、
 前記SQUID顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、i番目のセルを b_i として規
 定するステップと、

前記SQUID顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、
 j番目のセルを d_j として規定するステップと、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

なる式（ここで、

$$f(\vec{r}_j)$$

はコイルの形状因子である) に基づいて、

$$F = \left| \vec{d} - H \cdot \vec{b} \right| \quad (7)$$

10

なる式（ここで、

$$\vec{d}$$

は d_j のベクトル表示であり、

$$\vec{b}$$

20

は b_i のベクトル表示であり、 H は観測によるデータの平均化を表す行列であり、

$$\vec{d}$$

及び

$$\vec{b}$$

30

の次元は互いに同じであるとする) を得るステップと、

前記 (7) 式における F が最小となるような

$$\vec{b}$$

を導出するステップと、

を具えることを特徴とする、SQUID顕微鏡による画像の解析方法（第3の画像解析方法）に関する。

【0010】

40

また、本願の請求項6に関わる発明は、

超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡による画像の解析方法であって、

前記SQUID顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、 i 番目のセルを b_i として規定するステップと、

前記SQUID顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、 j 番目のセルを d_j として規定するステップと、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

50

なる式（ここで、

$$f(\vec{r}_j)$$

はコイルの形状因子である)に基づいて、

$$F = \left| \vec{d} - H \cdot \vec{b} \right| \quad (7)$$

10

なる式

(ここで、

$$\vec{d}$$

は d_j のベクトル表示であり、

$$\vec{b}$$

は b_i のベクトル表示であり、 H は観測によるデータの平均化を表す行列であり、

20

$$\vec{d}$$

及び

$$\vec{b}$$

の次元は互いに同じであるとする)を得るステップと、

$$\delta F = \gamma \sum (b_i - b_j)^2 \quad (8)$$

30

なる式を前記(7)式に加え、

$$F + \delta F \quad (9)$$

なる式を得るステップと、

前記(9)式が最小となるような

40

$$\vec{b}$$

を導出するステップと、

を具えることを特徴とする、SQUID顕微鏡による画像の解析方法(第4の画像解析方法)に関する。

【0011】

上述した第1の画像解析方法～第4の画像解析方法によれば、いずれの方法においても、前記SQUID顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、 i 番目のセルを b_i として規

50

定するとともに、前記SQUID顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、これらの間に行列などを用いた所定の関係式を形成し、この関係式に逆演算を施すことにより、前記ピックアップコイルがカバーする測定領域のセル画像データに基づいて、測定領域全体のセル画像を解析するようにしている。この場合、前記ピックアップコイルのスケール以下の画像（セル画像）を解析するようにしているため、目的とする画像の解像度を前記ピックアップコイル以下のスケールで、十分高解像度に得ることができる。

【0012】

なお、以下において詳述するが、第1の画像解析方法～第3の画像解析方法に比較して、第4の画像解析方法は、ノイズ成分をより効果的に除去することができる。

10

【0013】

また、本発明では、上述した画像解析方法を用いたSQUID顕微鏡による画像の解析システムに関する。具体的に、本願の請求項12に関わる発明は、

超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡と、

前記SQUID顕微鏡によって得た画像を解析するための画像解析手段とを具備、

前記画像解析手段においては、前記SQUID顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、 i 番目のセルを b_i として規定し、前記SQUID顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、 j 番目のセルを d_j として規定し、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

20

なる式（ここで、

$$f(\vec{r}_j)$$

はコイルの形状因子である）に基づいて、

$$\vec{d} = H \cdot \vec{b} \quad (2)$$

30

なる式

（ここで、

$$\vec{d}$$

は d_j のベクトル表示であり、

$$\vec{b}$$

40

は b_i のベクトル表示であり、 H は観測によるデータの平均化を表す行列であり、

$$\vec{d}$$

及び

$$\vec{b}$$

の次元は互いに同じであるとする）、前記(2)式における H の逆行列を導出し、

50

\vec{d}

から

 \vec{b}

を復元することを特徴とする、SQUID顕微鏡による画像の解析システム（第1の画像解析システム）に関する。

【0014】

10

また、本願の請求項13に関わる発明は、

超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡と、

前記SQUID顕微鏡によって得た画像を解析するための画像解析手段とを具備、

前記画像解析手段においては、前記SQUID顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、 i 番目のセルを b_i として規定し、前記SQUID顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、 j 番目のセルを d_j として規定し、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

20

なる式（ここで、

 $f(\vec{r}_j)$

はコイルの形状因子である）に基づいて、

$$d(\vec{k}) = H(\vec{k}) b(\vec{k}) \quad (3)$$

なる式

30

（ここで、

 \vec{k}

は2次元の波数ベクトルであり、

 $H(\vec{k})$

はコイルピックアップの形状因子を表す行列である）を得、前記(3)式を変形して(4)式を得、

40

 $b(\vec{k})$

を導出することを特徴とする、SQUID顕微鏡による画像の解析システム（第2の画像解析システム）に関する。

【0015】

さらに、本願の請求項16に関わる発明は、

超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡と、

前記SQUID顕微鏡によって得た画像を解析するための画像解析手段とを具備、

前記画像解析手段においては、前記SQUID顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し

50

、 i 番目のセルを b_i として規定し、前記 SQUID 顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、 j 番目のセルを d_j として規定し、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

なる式（ここで、

$$f(\vec{r}_j)$$

はコイルの形状因子である）に基づいて、

$$F = \left| \vec{d} - H \cdot \vec{b} \right| \quad (7)$$

なる式

（ここで、

$$\vec{d}$$

は d_j のベクトル表示であり、

$$\vec{b}$$

は b_i のベクトル表示であり、 H は観測によるデータの平均化を表す行列であり、

$$\vec{d}$$

及び

$$\vec{b}$$

の次元は互いに同じであるとする）を得、前記（7）式における F が最小となるような

$$\vec{b}$$

を導出することを特徴とする、SQUID 顕微鏡による画像の解析システム（第 3 の画像解析システム）に関する。

【0016】

また、本願の請求項 17 に関わる発明は、

超伝導量子干渉素子 (SQUID) 顕微鏡と、

前記 SQUID 顕微鏡によって得た画像を解析するための画像解析手段とを具備、

前記画像解析手段においては、前記 SQUID 顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、 i 番目のセルを b_i として規定し、前記 SQUID 顕微鏡のピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、 j 番目のセルを d_j として規定し、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

10

20

30

40

50

なる式（ここで、

$$f(\vec{r}_j)$$

はコイルの形状因子である) に基づいて、

$$F = \left| \vec{d} - H \cdot \vec{b} \right| \quad (7)$$

なる式

(ここで、

$$\vec{d}$$

10

は d_j のベクトル表示であり、

$$\vec{b}$$

は b_i のベクトル表示であり、 H は観測によるデータの平均化を表す行列であり、

$$\vec{d}$$

20

及び

$$\vec{b}$$

の次元は互いに同じであるとする) を得、

$$\delta F = \gamma \sum (b_i - b_j)^2 \quad (8)$$

30

なる式を前記 (7) 式に加えて、

$$F + \delta F \quad (9)$$

なる式を得、前記 (9) 式が最小となるような

$$\vec{b}$$

40

を導出することを特徴とする、SQUID顕微鏡による画像の解析システム (第 4 の画像解析システム) に関する。

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

以上説明したように、本発明によれば、超伝導量子干渉素子 (SQUID) 顕微鏡で得た画像を、例えばそのピックアップスケールよりも小さいようなスケールで解析し、高解像度の画像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 8 】

50

以下、本発明の詳細、並びにその他の特徴及び利点について、発明を実施するための最良の形態に基づいて詳細に説明する。

【 0 0 1 9 】

図 1 は、超伝導量子干渉素子 (SQUID) 顕微鏡における、正方形のピックアップコイルを用いて得た画像を解析する工程を説明するための図である。図 1 において、破線で示す領域は、SQUID 顕微鏡による測定領域を示し、実線で示す領域は、前記ピックアップコイルがカバーする測定領域を示すものである。

【 0 0 2 0 】

(第 1 の画像解析方法)

図 1 に示すように、本発明においては、SQUID 顕微鏡による測定領域を複数のセルに分割し、 i 番目のセルを b_i とするとともに、前記ピックアップコイルがカバーする測定領域を複数のセルに分割し、 j 番目のセルを d_j とする。このとき、 b_i 及び d_j は、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

なる式 (ここで、

$$f(\vec{r}_j)$$

はコイルの形状因子である) で表すことができる。

次いで、本発明では、上記 (1) 式に基づき、

$$\vec{d} = H \cdot \vec{b} \quad (2)$$

なる等価な式

(ここで、

$$\vec{d}$$

は d_j のベクトル表示であり、

$$\vec{b}$$

は b_i のベクトル表示であり、 H は観測によるデータの平均化を表す行列であり、

$$\vec{d}$$

及び

$$\vec{b}$$

の次元は互いに同じであるとする) を得る。

【 0 0 2 1 】

したがって、(2) 式における H の逆行列を導出することにより、

$$\vec{d}$$

から

$$\vec{b}$$

を復元することができる。この

$$\vec{b}$$

10

は、SQUID顕微鏡による測定領域のセルに分割された画像成分に相当し、前記ピックアップスケールよりも小さいので、このような解析を前記SQUID顕微鏡による測定領域の全セルに対して施すことにより、SQUID顕微鏡によって得た画像を前記ピックアップスケールよりも小さい、すなわち高い解像度で得ることができる。

【0022】

(第2の画像解析方法)

なお、上述した方法に代えて、(1)式より

$$d(\vec{k}) = H(\vec{k})b(\vec{k}) \quad (3)$$

20

なる式

(ここで、

$$\vec{k}$$

は2次元の波数ベクトルであり、

$$H(\vec{k})$$

30

はコイルピックアップの形状因子を表す行列である)を得、前記(3)式を変形して(4)式を得た後、

$$b(\vec{k})$$

を導出するようにすることができる。この場合においても、前記FはSQUID顕微鏡による測定領域のセルに分割された画像成分に相当し、前記ピックアップスケールよりも小さいので、このような解析を前記SQUID顕微鏡による測定領域の全セルに対して施すことにより、SQUID顕微鏡によって得た画像を前記ピックアップスケールよりも小さい、すなわち高い解像度で得ることができる。

40

【0023】

なお、(3)式は(1)式を畳み込んで得ることができるものである。

【0024】

前記ピックアップコイルが正方形である場合、前記

$$H(\vec{k})$$

は

50

$$H(\vec{k}) = \frac{2}{k_x} \sin k_x a \frac{2}{k_y} \sin k_y b \quad (5)$$

なる式で表すことができる。

【 0 0 2 5 】

また、前記ピックアップコイルが円形である場合、前記

$$H(\vec{k})$$

10

は

$$H(\vec{k}) = \frac{2\pi}{|\vec{k}|} J_1(|\vec{k}|a) \quad (6)$$

なる式で表すことができる。

【 0 0 2 6 】

(第3の画像解析方法)

上述した第2の画像解析方法では、

20

$$H(\vec{k}) = 0$$

となるような波数が存在する。このような波数成分は本来

「 $d(\vec{k})$ 」(\vec{k} はベクトル)

には存在しないが、ノイズの効果によりそのような波数成分が誘起される場合がある。こ 30
のような場合、前記ノイズ効果により

$$d(\vec{k})$$

は

$$d(\vec{k}) \rightarrow d(\vec{k}) + \delta d(\vec{k})$$

と書き表すことができ、上記(4)式は

40

$$b(\vec{k}) = \{d(\vec{k}) + \delta d(\vec{k})\} / H(\vec{k}) \quad (4)$$

で表すことができる。この場合、

$$H(\vec{k}) = 0$$

となるような波数を有するノイズ成分は発散的に増幅されることになる。

50

【 0 0 2 7 】

したがって、このような場合においては、本発明の第 3 の画像解析方法に従って、

$$d_j = \sum_{k \in S_{\text{coil}}} b_k = \sum_k f(\vec{r}_j - \vec{r}_k) b_k \quad (1)$$

なる式（ここで、

$$f(\vec{r}_j)$$

10

はコイルの形状因子である) に基づいて、

$$F = \left| \vec{d} - H \cdot \vec{b} \right| \quad (7)$$

なる式

(ここで、

$$\vec{d}$$

20

は d_j のベクトル表示であり、

$$\vec{b}$$

は b_i のベクトル表示であり、H は観測によるデータの平均化を表す行列であり、

$$\vec{d}$$

及び

$$\vec{b}$$

30

の次元は互いに同じであるとする) を得、前記 (7) 式における

$$b(\vec{k})$$

が最小となるように

$$\vec{b}$$

40

を導出する。これによって、上記問題を回避することができる。

【 0 0 2 8 】

なお、上述したように、

$$\vec{b}$$

は SQUID 顕微鏡による測定領域のセルに分割された画像成分に相当し、前記ピックアップスケールよりも小さいので、このような解析を前記 SQUID 顕微鏡による測定領域の全セル

50

に対して施すことにより、SQUID顕微鏡によって得た画像を前記ピックアップスケールよりも小さい、すなわち高い解像度で得ることができる。

【0029】

(第4の画像解析方法)

上述した第3の画像解析方法でも、あるゼロでない

\vec{b}

に対して

$H \cdot \vec{b}$

10

がゼロになり、逆変換によって

\vec{b}

を導出できないような場合がある。このような場合は、本発明の第4の画像解析方法に基づいて、上記(7)なる式に

$$\delta F = \gamma \sum (b_i - b_j)^2 \quad (8)$$

20

なる式を加え、以下に示すような(9)式を得て

\vec{b}

に硬さを持たせるようにする。したがって、この場合においては、(9)式が最小となるような場合の

\vec{b}

30

を求める。

【0030】

なお、この場合、上記(8)式における γ は、ノイズレベルの大きさに応じて変化させるようにする。具体的には、上記(8)式における γ は、ノイズレベルの増大に伴って増大させる。

【0031】

また、上記(8)式は、

$$\delta F = \vec{b} \cdot M \cdot \vec{b} \quad (10)$$

40

なる式に書き直し(ここで、

\vec{b}

は

\vec{b}

50

の転置ベクトル)、

$$\vec{b} = (H^2 + M)^{-1} H \cdot \vec{d} \quad (11)$$

なる式から

$$\vec{b}$$

を導出するようにすることができる。

【0032】

10

前記CはSQUID顕微鏡による測定領域のセルに分割された画像成分に相当し、前記ピックアップスケールよりも小さいので、このような解析を前記SQUID顕微鏡による測定領域の全セルに対して施すことにより、SQUID顕微鏡によって得た画像を前記ピックアップスケールよりも小さい、すなわち高い解像度で得ることができる。

【0033】

この場合、前記は、得られる画像が最も鮮明となるように調整する。

【0034】

図2及び図3は、本発明の第4の画像解析方法によって得た画像を示す写真である。いずれの図においても、左側がSQUID顕微鏡によるオリジナルな画像であり、右側が第4の画像解析方法を施して得た画像を示す写真である。いずれの場合においても、本発明の画像解析を施すことにより、得られた画像の解像度が向上していることが分かる。

20

【0035】

以上、具体例を挙げながら発明の実施の形態に基づいて本発明を詳細に説明してきたが、本発明は上記内容に限定されるものではなく、本発明の範疇を逸脱しない限りにおいてあらゆる変形や変更が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0036】

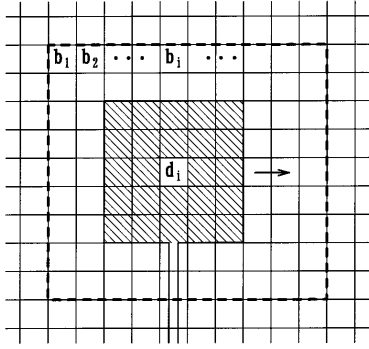
【図1】超伝導量子干渉素子(SQUID)顕微鏡における、正方形のピックアップコイルを用いて得た画像を解析する工程を説明するための図である。

【図2】本発明の第4の画像解析方法によって得た画像を示す写真である。

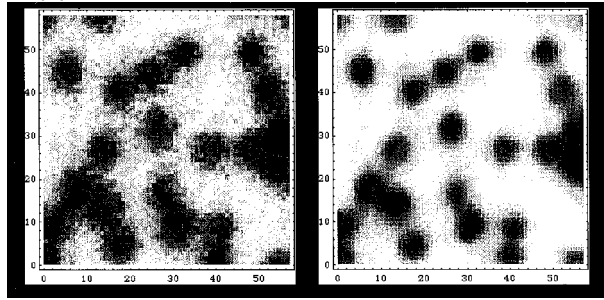
30

【図3】同じく、本発明の第4の画像解析方法によって得た画像を示す写真である。

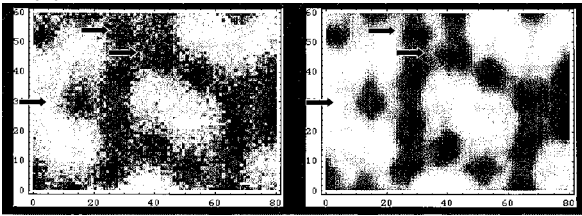
【 図 1 】



【 図 3 】



【 図 2 】



フロントページの続き

(74)代理人 100119530

弁理士 富田 和幸

(72)発明者 林 正彦

宮城県仙台市太白区松が丘1-2-2 ロジュール八木山202号

(72)発明者 海老澤 丕道

宮城県仙台市泉区高森4-2-524

(72)発明者 石田 武和

大阪府和泉市いぶき野1丁目21-19

Fターム(参考) 2G017 AD32 BA18

2G053 AB01 CA03 CA10 CB27 CB29 DA01 DB20