散乱と有色な影を考慮したリアリスティックボリュームレン ダリング

片山 航輔¹ 檜垣 徹¹ 金田 和文¹ Bisser Raytchev¹ 福本 航²

概要: CT スキャンデータを立体的に表示することができるボリュームレンダリングは,診断のためのみな らず,客観的なデータを示すために用いられることがある.しかし,現行のボリュームレンダリングでは, 皮膚の質感などの表現に難がある.本研究は,リアリスティックなレンダリング結果を作り,わかりやす く表示することを目的とする.物理的に正しい光輸送を模倣するため,物質の質感に重要な光の散乱を考 慮し,さらに構造把握に有効な影に,物質に応じた色をつけるモデルを開発した.このモデルは,光源か ら光がボリューム内を伝播していく様子を模して色と輝度を事前計算し,レイキャスティング法により画 像を構成する.その結果,リアリスティックな皮膚や骨の質感を表現し,皮膚の傷病の様子を確認できる レンダリング結果を得た.

1. 序論

CT スキャンを用いた画像診断は広く行われており,そ こでは3次元の CT データ,ボリュームデータと呼ばれる データを得ることができる.ボリュームレンダリングは, ボリュームデータをコンピュータ上で立体的に表示する方 法の一つである. CT データを立体的に表示することは,全 体像の把握に役立つ上,データを客観的に説明しやすくで きるため,ボリュームレンダリングは既に医療現場で用い られている.

医療現場のみならず、ボリュームレンダリングはボリュー ムデータを可視化する方法として用いられる.例えば、解 剖学的な教育を行う際にも有用である.実際のデータを用 いることができるため、生体標本として教育に役立てるこ とができる.また、近年ボリュームレンダリングの新たな 用途として、死後画像検査という死後に CT を撮って行わ れる検査がある.死後画像検査は、傷病の詳細がわからな い遺体などに対し、事件性や剖検を行う必要があるかどう かといった事柄を調べたり、遺体の剖検前の客観的で保存 性に優れたデータを得るために行われる.このような CT データは証拠としても機能するため、事件性がある場合、 死後 CT 結果は陪審員への証拠として用いられることがあ る.この際、ボリュームレンダリングが死後 CT 結果の可 視化方法として用いられる.一般に、事件の証拠としては 陪審員に傷病の様子が提示される.しかし、傷病を撮った 写真を直接提示することには陪審員の精神的負荷に関する 問題などがある.そこで,ボリュームレンダリングで生成 した画像とすることで,生々しさを軽減することができ, 遺体の尊厳を守ることにもつながる.

以上のように、ボリュームレンダリングには様々な用途 がある.しかし、これまでのボリュームレンダリングで は、表現が無機質すぎるという問題が存在する.特に、皮 膚のレンダリング結果では質感が実際の様子とかけ離れて しまっている.このため、リアリスティックな結果を得ら れるボリュームレンダリング手法が求められている.

本研究は、ボリュームレンダリングによって皮膚や、そ の傷病をリアリスティックに表示にすることを目的とす る. リアリスティックな皮膚のレンダリングのためには, 皮膚に光が入射してから出射するまでに表面下を移動す る表面下散乱などの光が複雑に関与する現象が考慮され た計算モデルが必要になる.しかし,これまでの多くのボ リュームレンダラは、シェーディングとして拡散反射や鏡 面反射といった低計算コストな機能を備えるにとどまって いる.これは、ボリュームレンダリングはデータ量の大き いボリュームデータを扱う必要から計算コストが高く、イ ンタラクティブ性が重要であったためリアリティを求めに くかった経緯があるためであると考えられる. このことか ら、ボリュームレンダリングにおける物理的に正しい光輸 送の計算を目的とした研究や、そのための計算モデルは少 ない.本研究では、皮膚の表現に深く関わる散乱を計算モ デルに含め、加えてこれまで色が考慮されていなかった影 を有色な影とした計算モデルを開発した.

¹ 広島大学, 情報科学部, Hiroshima University, Japan

² 広島大学, 医系科学研究科, Hiroshima University, Japan

2. 関連研究

ボリュームレンダリング [1] の研究は,品質を高めるた めのものと処理速度を高めるための研究がある.主要なボ リュームレンダリングの方式としては,視点からのレイの 行進を用いるレイキャスティング法 [2] と,ボリュームか らスクリーンへの投影を用いるスプラッティング法 [3] が 使われている.

処理速度の高速化に関しては以下のような研究が行われ てきた. レイキャスティング法では、レイ行進を透明部位 でスキップするようなアルゴリズム [2] や,モンテカルロ 法を用いたサンプリング [4] の手法が開発された.また, 操作へのインタラクティブ性の高いレンダリング手法と して,組織の分類とスクリーンへの投影を用いることで高 速化を果たしたスプラッティング法 [3] が開発された.ボ リュームレンダリングでは3次元でデータ量としても大き いボリュームデータを取り扱う上、ボクセルごとの情報を 結果に反映させる必要性があるため、一般的にサーフェス レンダリングよりも計算量が大きい. インタラクティブに カメラやカラーマップを操作するためにも処理速度の向上 が求められてきた.近年ではコンピュータ性能の向上や, GPUの効率的な利用 [5][6] により処理速度はある程度改善 している.処理速度が改善した結果,近年は品質の改善の ために計算を割けるようになっている.

品質の研究については、視認性を高めるものと、リアル さを求めるものがある. 視認性を高める方法として、物体 に輪郭を付与したり、突起を強調してわかりやすくするこ とが挙げられる. ボクセル周囲を考慮し、突起や凹みにハ イライトを加えるローカルアンビエントの研究 [7] や、レ イキャスティングのレイ深度から輪郭を表示する研究 [8] が報告されている. さらに、ボリュームレンダリングでは よく発生しがちなノイズや、アーティファクトを削減する ことによって視認性を高める手法が開発された. 法線を使 わずにシェーディングを行うことを目指した研究 [9] では、 ノイズの発生源の一つである法線方向を使わないようにす ることで品質向上を図っている.

リアルさを求める研究では、影や、半透明物質の質感に 重要な表面下散乱、複数の光源やグローバルライティング を考慮しようとするものがある。サーフェスレンダリング では効率的にリアルなレンダリングを行う方法が開発さ れているが、ボリュームレンダリングではまだ開発途上に 近い.レイキャスティング法にモンテカルロ法を取り入れ た研究 [10] では、モンテカルロ法の利用により、高速計 算かつ多数の光源や環境照明による影響、レンズ効果を考 慮することができている。近年ではモンテカルロ法を利用 し、グローバルライティングを考慮したボリュームレンダ ラ [11][12] が商用に開発されている。しかし、皮膚に関し ては散乱を十分に考慮しているとはいえない。光源から光 をボリューム内で伝播させることによって簡易的に光輸送 をシミュレートした研究 [13] では,輝度値の影と,近似的 な散乱を再現しており,皮膚の質感にある程度の向上が見 られる.本研究では、この研究 [13] をもとに,皮膚の表現 に深く関わる散乱,さらに,これまでは輝度値の変更のみ で表現されていた影を有色とした計算モデルを開発した.

3. 提案手法

3.1 ボリュームレンダリング方程式

光がなんらかの物質を通過するときの作用を記述したボ リュームレンダリング方程式 [14] は,式(1)のように表さ れる.

$$(\vec{\omega} \cdot \nabla) L(x, \vec{\omega}) = -\sigma_t L(x, \vec{\omega}) + \sigma_s \int_{4\pi} p(\vec{\omega}, \vec{\omega}') L(x, \vec{\omega}') d\omega' + Q(x, \vec{\omega}) \quad (1)$$

$$\sigma_t = \sigma_a + \sigma_s$$

ここで、 \vec{o} は光線方向、 ∇ は変化分、xは位置、 σ_t は減衰係 数、 σ_s は散乱係数、 σ_a は吸光係数で、Lは輝度、pは位相 関数、Qは発光量を、それぞれ表す、3項に別れている右 辺は、光が物質に吸収されるか散乱により方向が変わる量 (out-scattering and absorption)、他の方向から入射した光が 散乱により光線方向に進む量 (in-scattering)、物質が光線方 向に発光する量 (emission) である.

上記の方程式(1)をシミュレートすることは、物理的に 正しいレンダリングにつながる.しかし,両辺に L が含ま れているため再帰的で、材質によっては 100 回以上散乱し ても十分に収束しない [14] ため,この方程式の通りにシ ミュレートすることは困難である.本研究においては皮膚 の表面下散乱といった散乱が関係する現象が重要であるた め、それらの現象を正確に近似できる方程式を利用するこ とが望ましい. 近似の例として, ダイポールモデル [14] は 表面付近に正の光源と負の光源を仮定することで効率的に 表面下散乱を近似している.しかし,ダイポールモデルは ボリュームレンダリングではなくサーフェスレンダリング を前提としているため、ボリュームレンダリングでは実装 が難しい. そこで、本研究はダイポールモデルにも用いら れている2つの仮定を利用した.1つ目は、表面下を1回 散乱して出射する単散乱光と、表面下を複数回散乱して出 射する多重散乱光を分けて考えること. 2つ目は, 表面下 で散乱する光を等方散乱であると仮定し単純化することで ある.加えて、物性パラメータの入力を簡略化するため、 減衰係数と散乱係数は不透明度 A とした.最後に,散乱項 の積分範囲を計算可能にするため限定した. これらを考慮 して近似したボリュームレンダリング方程式は式(2)(3)(4) のように表される.

 $(\vec{\omega} \cdot \nabla)L(x, \vec{\omega}) = -\sigma_t L(x, \vec{\omega}) + S_1 + S_n + Q(x, \vec{\omega})$ (2)



図1 レイキャスティング法

$$S_1 = q_1 A(x) \int_{\text{light}} p(\vec{\omega}, \vec{\omega}') L(x, \vec{\omega}') d\omega'$$
(3)

$$S_n = q_1 A(x) \int_{q_2} q_3 L(x, \vec{\omega}') d\omega'$$
(4)

ここで, *q* はパラメータ, *S*₁ は単散乱光, *S_n* は多重散乱光 を, それぞれ表す.

3.2 レイキャスティング法

本研究では、ボリュームレンダリングの画像構成時にレ イキャスティング法 [2] を用いる. レイキャスティング法 は、主にレイ・マーチングがベースとなるアルゴリズムで 画像構成が行われる. レイキャスティング法のイメージを 図1に示す.視点から進行するレイに色が蓄積され,画素 の値となっている.本研究では、以下のようにレイキャス ティング法の実装を行った.まず,平行投影であれば視線 と平行なレイを,透視投影であれば角度をつけたレイを生 成する. レイは、ボリュームとの交差判定の後、ボリュー ム内を微小距離ずつ進行する. ここで,透視投影の場合は 同心円状のアーティファクト削減のため微小距離はボクセ ルの最短辺1/3程度の長さにした. (サンプリングレート3 と表記する)レイはボリューム内を進行中、位置するボク セルに対応する RGBA 値をサンプリングし積算していく. サンプリングの際,トリリニア補間により得た値を利用す ることによりモアレ風のアーティファクトが削減される. ここで、レイの RGBA 積算の漸化式は式 (5)(6) のように表 される. RGB 色 *I*. 不透明度 *A*. ボクセルを x とする.

$$I_{i+1} = I_x A_x (1 - A_i) + I_i$$
(5)

$$A_{i+1} = A_x(1 - A_i) + A_i$$
(6)

$$I_0 = 0, A_0 = 0$$

レイの進行は、レイの不透明度 A が1 に近づき、これ以 上進行しても積算値がほとんど変わらなくなるまで行われ る. 最終的に、レイが積算した RGBA 値が、レイに対応す る画素の RGBA 値となる.

3.3 計算手法

レイキャスティング法を利用するためには,ボクセルご とに色と透明度を求める必要がある.したがって,前述の 近似化されたボリュームレンダリング方程式をボクセル 単位で値を求められるよう変形する必要がある.本研究で は,散乱光における *L*(*x*, *o*[']) が関わる計算を,以下のよう に近似する. 光は、光源もしくは環境光からやってくるとする.まず、 ボクセルごとに入射する光源からの直接光を求める.ここ で、光源から近い順に直接光を求める伝播計算を行う.(伝 播計算の詳細は 3.4 節)光源から直進する光がボリューム 内を伝播しながらボクセルを通過し、光が減衰していく様 子がシミュレートされる.減衰の際、RGBの波長別に減 衰率を考慮することで光を有色にしている.(波長別の減 衰率の詳細は 3.5 節)この結果は、光源からの直接光 L_{light} とし、光源による影として現れる.環境光は、減衰せず全 体で一定の値 L_aとする.

次に,光が複数回散乱する様子をシミュレートする.ここで,散乱に関する伝播計算を2回行う.伝播計算では, 光が複数回散乱して方向を変えながら輸送されることによって,色合いに変化が起こる様子を再現する.(散乱の詳細は 3.6節)ここでは,光の強度はどのボクセルでも均一にし,色度の変化のみを計算することで簡略化する.この結果を *L*_{sc} とし,最終的に *L*_{sc} に入射光の強度を乗じることで色度に輝度を与える.

以上のように、伝播計算を用いて $L(x, \vec{\omega}')$ が関わる計算 を行った.したがって、近似化されたボリュームレンダリ ング方程式のうち、レイキャスティング法で行われる行進 計算と、伝播計算で行われる $L(x, \vec{\omega}')$ の計算を除くと、ボ クセル x における色 I は式 (7)(8) のように表される.

$$I(x) = S_1(x) + S_n(x) + Q(x)$$
(7)

$$= (L_{a} + L_{light}(x)) (P(x) + L_{sc}(x) + Q(x))$$
(8)

ここで, Pは単散乱の位相関数を表す.

本研究では、単散乱は簡略化のため反射として扱い、一 般的なシェーディング同様に、拡散反射と鏡面反射を組み 合わせたものを利用した. 拡散反射はランバートの余弦関 数,鏡面反射はフォンのモデルの関数を利用している.こ こで,どちらの関数も法線の情報が必要である.一般的に, ボクセルの法線情報は、隣接ボクセルとの値差分によって 得られる.しかし、隣接ボクセルとの差分が小さい領域で は法線にノイズが出やすい、本研究では、ボリュームの値 に3×3の平均化フィルタを当てはめたものに、中央差分に よる微分フィルタを用いて法線を求めた. さらに, 法線を サンプリングする際もトリリニア補間をかけることによっ て,ノイズを抑制している.最後に,物質の境界以外で光 の反射が起こりにくいようにするために境界面の強さを利 用した. 法線は (dx, dy, dz) で求められるため, 長さの情報 を得ることができ、境界面強度として扱うことができる. 本研究では、境界面強度の強さに応じて反射光の量を調節 した.

以上より,ボクセルxにおける色Iは,調整用パラメー タ p を付与して式 (9)(10) のように表される.

$$I(x) = (L_{a} + L_{light}(x)) (p_{1}P(x) + p_{2}L_{sc}(x) + p_{3}Q(x)) (9)$$

$$P(x) = Ss(x) (r_{d}I_{d}(x) + r_{s}I_{s}(x))$$
(10)

ここで、*Ss* は境界面強度に応じた関数、 r_d , r_s は拡散反射率と鏡面反射率、 I_d , I_s はランバートの余弦関数とフォンの モデルの関数、Q(x) はボクセルの CT 値にカラーマップよ り RGBA を与えたものである。一般的に、カラーマップは CT 値が示す各種組織に対応した RGBA を返し、例えば空 気以下の CT 値に無色透明を、骨以上に相当する CT 値に 不透明な骨の色を返す。

3.4 伝播計算

入射光の伝播計算では、あるボクセルの値を計算すると き、図2のように、光源方向へ一定距離進んだ地点の既に 計算された位置の値をサンプリングし、計算に利用する. サンプリングする値は、トリリニア補間により得ることで アーティファクトを防止する.

ボリューム内を光が伝播するためには、光源から近いボ クセル順に計算を行う必要がある.ここで、並列計算化の ためにボリュームを層に分けることを考える.層に関して は光源から近い順番に計算し、層内のボクセルに対して並 列計算することで、高速化を目指す.層ごとに並列計算す ることで、未計算の位置でサンプリングすることを防止し ている.図2の例では、まず1層の4ボクセルは自身を 指している矢印の根本の位置で値をサンプリングする.ボ リューム外のサンプリング値は、光源と同じ値である.1 層の4ボクセルが自身のボクセルに計算された減衰値を保 存後、2層目、3層目と計算が行われる.

層は、データ上 xyz いずれかの軸にそって分けることが できる.軸の決定は、ボリューム面の法線と伝播元との 角度が最も小さくなる軸によって、層が分けられる.ボ リュームは立方体であるため、6つの法線と伝播元の位置 ベクトルの内積を取ることによって角度を計算できる.し かし、ボクセルのサイズ、光源との角度や位置関係によっ ては、一定距離が長めでなければ同じ層の位置でサンプリ ングしうる.本研究では、一定距離の長さをボクセル対角 線長の 1.5 倍とすることで同じ層でのサンプリングを防止 している.

3.5 有色な影

半透明な物質を光が通過する際,ボリュームレンダリン グ方程式のとおり,光は吸収・散乱され減衰する.ここで, 図3のように減衰の度合いは光の波長によって異なるこ とを考慮する.例えば,赤い半透明の物質を白色光が通過 するとき,赤以外の波長が強く減衰され,赤い光が出てく るといった現象がある.これまでのボリュームレンダラで は,光の減衰は光の輝度のみが考慮されており,色度が変 わるようなことはなかった.そのため,観察上どのような





図3 光の色と物質の色・透明度

効果が得られるか未知であった.

まず,一般的な影が伝播計算で生成される際は, *p*から *q* へ光が伝播するとき式 (11) で位置 *q* の光量が計算される.

$$L_i(q) = (1 - A(p))L_i(p), i \in (R, G, B)$$
(11)

全波長に対して、1-Aを減衰率として光が減衰していく. RGBとして物質の色は設定されているが、減衰率には物質の不透明度として設定されるAが用いられるため、この式では波長別の減衰率を考慮することはできない.

ここで、物質の色の応じた波長別の減衰率には以下の4 条件を満たす式が必要となる.

(1)透明な物質は減衰を起こさない.

(2) 不透明な物質は全波長を通さない.

(3) 各波長を総合すると減衰率が不透明度 A となる.

(4)物質の色の影響度は不透明度 A に比例する.

減衰率に物質の色を反映させるために,簡単な方法では $1-A \ge R$, G, Bの積を減衰率とする方法が考えられるが, この方法では不足である. (1-A)(R,G,B)が減衰率の場合 は, A=0でも色の設定次第で減衰が起こってしまう上に 減衰率は白色以外のとき A 以上になってしまう.

これらの条件を満たすため、本研究では2段階に分かれ た式を作成した. A の割合の光に物質の色を乗じ、A 以下 の減衰率で物質の色を反映し,最後に減衰率をAに調整する.手順としては,まず式(12)で物質の色を反映した光を 中間色とし,式(13)で減衰率の調整を行っている.

$$L'_{i}(q) = L_{i}(p)(1 - A(p)(1 - Q_{i}))$$
(12)

$$L_{i}(q) = L'_{i} \frac{V(L(p))(1 - A(p))}{V(L'(p))}$$
(13)

 $i\in (R,G,B)$

ここで, L' が中間光, Q が物質の色, V が全波長を総合す る輝度の関数である.この方法で得られた光は, 4条件を 満たしており,影として現れる際には有色な影となる.

3.6 散乱

散乱の計算では、光源からの入射光は考慮せず、散乱が 起こりうる周辺の物質とその色度を考慮する.入射光の強 度は、レイキャスティング時に入射光を散乱の結果に乗じ ることで考慮される.散乱色が伝播する際、散乱係数とし て不透明度 A を利用する.位置 p から q へ散乱が起こる 際、位置 q における散乱色 $L_{sc}(q)$ は参考元 [13] と同じ式 (14) で計算される.

$$L_{\rm sc}(q) = (1 - A(q))L_{\rm sc}(p) + A(q)L_{\rm ref}(q)$$
(14)

ここで、位置 p はサンプリングに問題が出ない角度内でラ ンダムにずらした伝播元方向へ進んだ位置で、位置 p のサ ンプリング結果を $L_{sc}(p)$ と表す、計算したいボクセル位置 q の物質色は $L_{ref}(q)$ としている.

式(14)を用い光源方向を元とする伝播計算を行うと,光 源反対方向への散乱による光の色度伝播をシミュレート できる.しかし,これだけでは方向が限定された散乱にな るため,本研究では,伝播元を背景方向に変えて2回目の 伝播計算を行う.方向を変えて2回計算を行うことで,ボ リュームに入射した光がカメラに到達するまでに辿る経路 の一例を図4のようにするためである.また,1回だけで は散乱に方向依存性が強く,ブレたような結果になること も理由である.

図4は、ボリュームに入射した光が複数回散乱し、最終 的にカメラに映る様子を2回の伝播計算で再現している 様子を表したものである.まず、ボリュームに光源方向か ら入射した光は、光源を伝播元として光源反対方向に伝播 しながらボクセルに色を残している.すべてのボクセルに 伝播し色を残し終えたら、次は背景方向を伝播元とする伝 播計算が行われる.各ボクセルで散乱の結果残された色度 と、背景方向から伝播してきた色度を用いて、カメラ方向 に向かう色度を計算しているといえる.こうして2回目の 計算での伝播計算で残された色度が、レイキャスティング 時に散乱成分として利用される.



図4 散乱における2回の伝播計算

表1 ボリュームデータ			
データ	サイズ (voxel)	ボクセルサイズ (mm)	
刺し傷・躯幹部	$512\times512\times400$	$0.562 \times 0.562 \times 0.8$	
皮下出血・躯幹部	$512\times512\times800$	$0.976 \times 0.976 \times 0.8$	
造影・頸部	$512\times512\times1234$	$0.468 \times 0.468 \times 0.3$	
造影・頭部	$1024 \times 1024 \times 1241$	$0.234 \times 0.234 \times 0.25$	
うさぎの陶器	$512\times512\times361$	$0.338 \times 0.338 \times 0.5$	

3.7 実装

レンダリングシステムについては, cgarts[15] や pixar[1] を参考に, CPU 上で動作するものを実装した. 開発言語に は java を用い, GUI の実装に lwjgl[16] を利用した. raw 形 式のボリュームデータを入力とする. ウィンドウ上では簡 易的なリアルタイムボリュームレンダリングを行い, ユー ザーがカメラ・カラーマップの操作を行える. 位置・設定 が定まったら本レンダリングを始め, 有色な影, 散乱の計 算の後, 総合結果の画像が出力される.

4. 結果と考察

4.1 データ

ボリュームデータとして,表1のとおり,刺し傷が含 まれる躯幹部,背中に皮下出血がある躯幹部,造影剤を 用いた頸頭部2種,スタンフォードバニー(陶器)[17], そしてデバッグ用に作成したデータを用意した.カラー マップは,実際の人体組織の色に近いもの,視認性の高い ものなどを作成した.画像下部に表示されており,CT値 -1000HU~1000HUにおける色と不透明度を表示してい る.カラーマップの上半分は不透明度を加味したもの,下 半分は加味していないものを示す.折れ線グラフは,不透 明度を示している.

式 (9) で使用したパラメータは,特に記載のない場合表 2 のとおりである.

4.2 有色な影

有色な影を用いてレンダリングした結果を図5に示す. こちらは*A* = 0.25のボクセル 10層が浮かんでいる設定で,

情報処理学会研究報告 IPSJ SIG Technical Report

表 2	表2 レンダリングパラメータ		
パラメータ	値	パラメータ	値
反射強度 p1	0.8	Phong 光沢度	32
散乱強度 p2	0.4	拡散反射率 r_d	0.5
発光強度 p3	0.8	鏡面反射率 rs	0.5
環境光強度 La	0.3	サンプリングレート	3



図5 様々な物質色による有色な影



図6 有色な影(左)と無色な影(右)の使用例



図7 刺し傷を含む皮膚の散乱による効果 (p2=0.4)

光源はボリュームの鉛直上に存在する.表示結果の影の部 分には物質色に応じた色がついており,色の濃さに関わら ず透過率が同一である様子がわかる.有色な影を使った場 合と,無色な影を使った場合の比較を図6に示す.有色な 影(左)により視認性が改善される場面は少ないが,色に よっては影と物質の対応がわかりやすくなり,また,全体 的な風味として色がついてくる利点がある.

4.3 散乱

刺し傷を含む躯幹部の皮膚をレンダリングした結果を 図7に示す.皮膚の質感がリアリスティックに表示されて



図8 散乱無しの皮膚の質感 (p₂ = 0.0)



図9 皮下出血における散乱成分(左)と総合結果(右)

いる.図8は、散乱成分を加えなかった場合の図で、図7 と比較して散乱成分の有無によって、部位ごとに色合いの 変化が出ている様子がわずかに確認できる.しかし、散乱 の効果で刺し傷が強調される結果には至らなかった.

次に,背中に皮下出血がある躯幹部のレンダリング結果 を図9に示す.皮下出血を示すCT値が筋肉組織と近い値 を示すため,一般的なレンダリング結果では皮下出血を識 別することは難しいが,散乱の効果によって,ほとんど同 色の物質でも場所によって色合いに変化が生じるため,皮 下出血をある程度識別できるようになっている.図9の左 図は散乱成分のみを表示し,右図はパラメータを $p_1 = 0.4$, $p_2 = 1.2$, $p_3 = 0.4$ に変更している.

4.4 その他

表面強度に応じて反射成分の量を調節した比較結果を 図 10 に示す.表面強度 50HU/voxel 以下のボクセルに対 して反射成分を抑えた結果,ノイズのような不規則な凹凸 による反射が減少している.

4.5 統合結果

それぞれの現象を式(9)にて統合した結果について示す.

スタンフォードバニー(陶器)のレンダリング結果の 図11は、各種の色成分を独立に表示し、ボリュームデー タからレンダリング結果までの流れを示している.影は大 きな構造の視認性を高め、反射は小さな凹凸の視認性を高



図10 表面強度に応じた反射成分の調節(左:無抑制,右:抑制有り)

めていることがわかる.また,散乱は,均一的だった色に 変化をもたらしている.

頸部造影 CT のレンダリング結果を図 12 に示す.首で 血管と骨が密に折り重なっている様子を詳細に観察するこ とができる.また,影の効果により複雑な構造がリアリス ティックに表示されている.図13は,高解像度なデータ である頭部造影 CT のレンダリング結果で,脳の血管が造 影されており,画像下部が正面である.複雑な形状も破綻 なく表示できていることがわかる.

4.6 パフォーマンス

伝播計算に関しては多くのリソースが必要で,ボクセ ルの数だけ RGBA 値を保管する必要がある.3回の伝播 計算を行うので,3回分のメモリが必要である.伝播計 算はボクセルの数に比例した計算時間を要する.CPU i7-4770K@4.2GHz(4C8T)の環境では,512×512×400のボ リュームの伝播計算3回に305秒,メモリを約2GB使用 した.

5. まとめと今後の課題

本研究では、伝播計算により散乱と有色な影を考慮し、レ イキャスティング法の調整や表面強度の利用により画質向 上を図った.近似計算ではあるものの、散乱現象と有色な 影を統合することでリアリスティックなボリュームレンダ リング画像を生成することができた.しかし、カラーマッ プの設定次第で生じるモアレのような等高線状のアーティ ファクトは残っており、品質向上の余地は大きいと考えら れる.今回、計算時間の改善は研究の焦点としていなかっ たが、伝播計算にかかる計算時間の問題は大きい.GPUを 用いた計算速度の高速化や、モンテカルロ法を用いた処理 の効率化が今後の課題である.

参考文献

- Robert A.Drebin, L. C. and Hanrahan, P.: Volume Rendering, Computer Graphics, Vol. 22, No. 4 (1988).
- [2] Levoy, M.: Efficient ray tracing of volume data, ACM Transactions on Graphics, Vol. 9, No. 3 (1990).
- [3] Wastover, L.: Interactive volume rendering, *Proceedings* of the 1989 Chapel Hill workshop on Volume visualization (1989).

- [4] Csebfalvi, B. and Szirmay-Kalos, L.: Monte Carlo Volume Rendering, *IEEE Visualization* (2003).
- [5] NVIDIA: Volume Rendering Techniques, NVIDIA (online), available from (https://developer.nvidia.com/gpugems/gpugems/part-vibeyond-triangles/chapter-39-volume-rendering-techniques) (accessed 2022-01-31).
- [6] Daniel Jonsson, Peter Steneteg, E. S. et al.: Inviwo A Visualization System with Usage Abstraction Levels, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* (2019).
- [7] Jose Diaz, Pere-Pau Vazquez, I. N. et al.: Real-time ambient occlusion and halos with Summed Area Tables, *Computers and Graphics*, No. 34 (2010).
- [8] Frida Hernell, P. L. and Ynnerman, A.: Local Ambient Occlusion in Direct Volume Rendering, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 16, No. 4 (2010).
- [9] Philippe Desgranges, K. E. and Paladini, G.: Gradient-Free Shading: a new Method for Realistic Interactive Volume Rendering, *Proceedings of Vision, Modeling, and Visualization* (2005).
- [10] Thomas Kroes, Frits H.Post, C. P.: Exposure Render: An Interactive Photo-Realistic Volume Rendering Framework, *PLoS One*, Vol. 7, No. 7 (2012).
- [11] Fellner, F. A.: Introducing Cinematic Rendering: A Novel Technique for Post-Processing Medical Imaging Data, J. Biomedical Science and Engineering, No. 9 (2016).
- [12] Evelyn Dappa, Kai Higashigaito, J. F. et al.: Cinematic rendering - an alternative to volume rendering for 3D computed tomography imaging, *Insights Imaging*, No. 7 (2016).
- [13] Timo Popinski, C. D. and Rezk-Salama, C.: Interactive Volumetric Lighting Simulating Scattering and Shadowing, *IEEE Pacific Visualization Symposium* (2010).
- [14] Henrik Wann Jensen, Stephen R. Marschner, M. L. et al.: A practical model for subsurface light transport, *Association for Computing Machinery* (2001).
- [15] 画像情報教育振興協会: コンピュータグラフィックス [改 訂新版] (2019).
- [16] lwjgl.org: LWJGL Lightweight Java Game Library, LWJGL (online), available from (https://www.lwjgl.org/) (accessed 2022-01-31).
- [17] Levoy, M.: The Stanford volume data archive, Stanford University Computer Graphics Laboratory (online), available from (http://graphics.stanford.edu/data/voldata/voldata.html) (accessed 2022-01-31).



図11 レンダリングパイプライン



図 12 頸部造影 CT による血管と骨



図13 頭部造影 CT による脳血管