

原 著

CT Discovery CT750HD と Brilliance64 の位置依存性を考慮した骨領域の画像再構成関数における空間分解能の検討

多根総合病院 放射線科

脇田 季胤 北 卓 黒田 一行 田村 久美子
浅尾 恵 松尾 良一

要 旨

外傷や腫瘍等四肢のCT撮影では、必ずしも中心にポジショニングできるとは限らない。当院はDiscovery CT750HD（以下装置A）とBrilliance64（以下装置B）2台のCTが稼働しており、その2台の骨領域に使用する画像再構成関数での位置の違いによる空間分解能を比較した。装置Aは4種類、装置Bは1種類の画像再構成関数のMTFをワイヤー法にて算出した。結果、装置Aでは画像再構成関数Bone Plusが典型的な高周波強調タイプで空間分解能も高く位置の変化による空間分解能の低下も他より少なかった。装置Bは高周波強調タイプとは少し違うが、位置の変化による空間分解能の低下は最も少なかった。どちらも位置依存によるMTFの変化はあるが、特に装置Aでは空間分解能の位置による違いが大きく、ポジショニングに注意が必要であることが確認された。

Key words : CT ; 空間分解能 ; 画像再構成関数

はじめに

整形（骨・関節）領域の検査は単純X線撮影がゴールドスタンダードであることは現在でも変わっていない。しかし、近年のMRI装置とCT装置の急速な発展によって細かな構造の観察が可能となり、それらの診断に占める割合は大きくなっている¹⁾。当院における2011年度のCT検査の総件数は21,484件で、そのうち整形領域の件数は1,202件と全体の5.6%であるが、今後CT装置及び画像処理ソフトの発展により増加することが予想される。しかし四肢のCT撮影を行った症例でごくまれに画質の悪いものが見られる。整形領域のCT検査をする場合、検査目的部位を有効撮影視野（以下FOV）の中心点（以下on-center）付近にポジショニングすることが画質低下を避ける観点から重要であるが、被験者の身体的要件によりon-centerから離れた所（以下off-center）にポジショニングしなければならない時が少なからずある。その場合on-centerから離れているほどCT特性の

位置依存性から分解能が低下し²⁾、それが画質の低下を招くと考えられる。整形領域の場合、空間分解能が高く骨領域画像に適しているとされている高周波強調タイプの再構成関数を使用するが、使用する関数により位置依存性による空間分解能の低下が異なる。当院では一般外来・病棟用と救急外来用の2台のメーカーが違うCTが稼働しており、それぞれのCTの骨領域に使用できる再構成関数の面内での空間分解能の位置依存性について、画像のボケを周波数信号で表す変調伝達関数（MTF ; modulation transfer function, 以下MTF）を用いて比較検討した。

対象と方法

極細のワイヤーをファントムとして撮影し、得られたデータの入力信号からMTFを算出するワイヤー法^{3) 4)}にてMTFを計測した。使用したCT装置は装置AがDiscovery CT750 HD（GE社製64列CT）、装置BがBrilliance64（Philips社製64列CT）である。評価ファントムは200 ml シリンジの中を水で満

たし、中心に銅製ワイヤー（0.1 mm 径）を直線状に張ったものを使用した（図 1）。アプリケーションとして、MTF 解析ソフト Image-J, Excel 2010 を使用した。装置 A 装置 B とともにガントリー中心から Y 軸方向にファントム中心を -50 mm, -100 mm, -150 mm の高さにして撮影した。両装置の撮影条件を同一にするため以下の条件を設定した。120 kVp, 500 mAs, 5 mm 厚, FOV は 500 mm としノンヘリカルで撮影した。得られたデータから装置 A は Bone, Bone Plus, HD Bone, HD Bone Plus の 4 種類の再構成関数でマトリックス 512 × 512, FOV50 mm の画像を作成した。一方装置 B は、再構成関数 Y-Sharp (YC) でマトリックス 512 × 512, FOV50 mm の画像を作成した。装置 A 装置 B とともに Window Level (ウィンドウレベル) は 40, Window Width (ウィンドウ幅) は 300 とした。以上より、それぞれ作成した画像から MTF を計算した。

結 果

装置 A の 4 種類の再構成関数の MTF 測定結果をグラフに示す（図 2）。表にその 50% MTF と 10% MTF を示す（表 1）。装置 A の再構成関数の MTF のグラフは 2 種類のパターンに分かれた。1 つは Bone Plus と HD Bone Plus で見られる高周波強調タイプの関数でもう 1 つは Bone と HD Bone で見られる MTF が 1 を超えることなく緩やかに減衰する関数である。いずれも空間分解能の指標となる 10% MTF は on-center に近い -50 mm, -100 mm では 1 以上を示した。しかし、-150 mm では 10% MTF は

-50 mm と比較し 26% から 42% と大きく低下し、0.81 から 0.85 となった。最も低下したのは HD Bone Plus で、同じ高周波強調タイプの Bone Plus は低下が最も抑えられていた。

次に装置 A の Bone Plus と装置 B の Y-Sharp (YC) の MTF 測定結果を示す（図 3）。表に 50% MTF と 10% MTF を示す（表 2）。装置 B の Y-Sharp (YC) のグラフは -50 mm, -100 mm でも MTF が大きく 1 を超えることはなく、-150 mm では 1 を超えなくなり、典型的な高周波強調関数ではなかった。また 10% MTF は -50 mm では 1.02 と 1 を超えるが、-100 mm では 0.96, -150 mm では 0.82 と 1 を超えなくなった。しかし -50 mm と -150 mm を比較すると 10% MTF の低下は約 20% で装置 A より低下は少なく、-150 mm では装置 A の Bone Plus や他の再構成関数とほぼ同じ値になった。

考 察

今回の実験を試みたきっかけは、装置 A で四肢のみを撮影した症例でごくまれに画質の悪いものが見られるということからである。代表例として装置 A と装置 B で複数回撮像した症例を図に示すが、初回撮影の装置 B と 3 回目撮影時の装置 A の画像は大きく変わらないが、装置 A の方が骨梁などの微細構造はやや明瞭で評価しやすい。しかし 2 回目撮影時の装置 A の画像は他の 2 回とは全く画質が異なり、微細な構造の評価が困難な画像であった（図 4）。我々はそれが位置依存性によるものではないかと考え、今回 MTF 測定により装置 A と装置 B の空間分解能の比

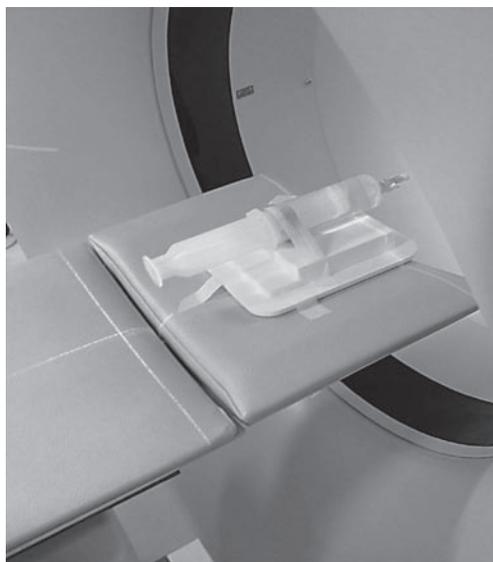


図 1 自作の測定用ファントム

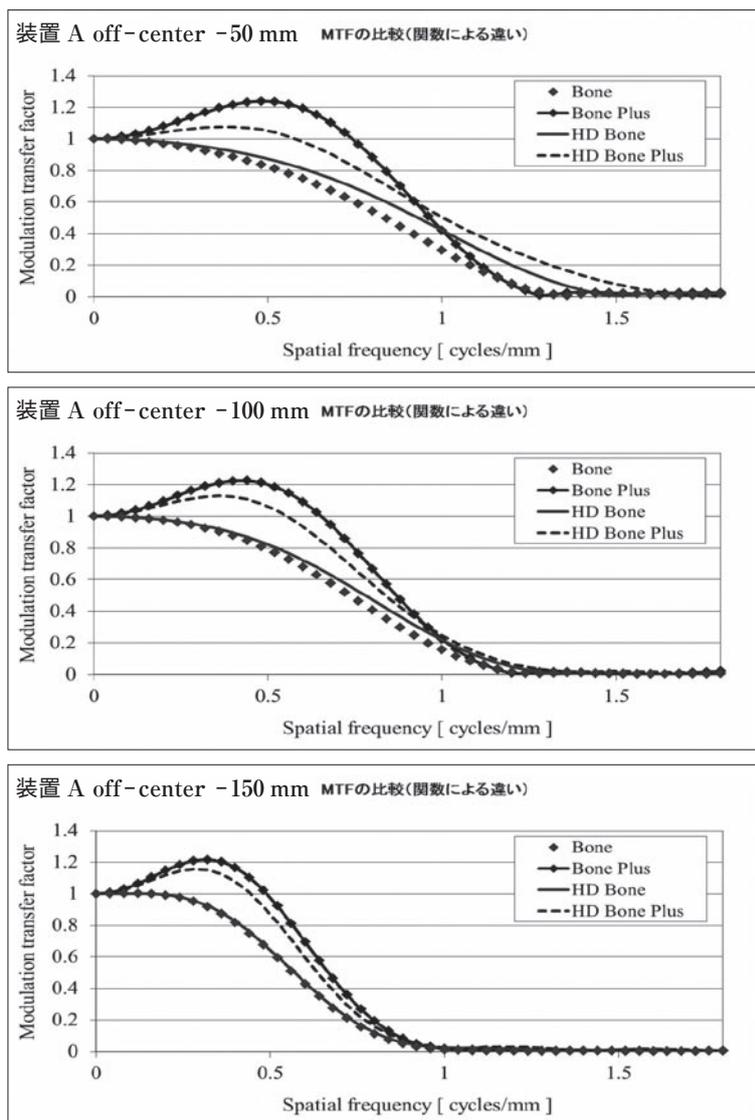


図2 装置 A の関数の違いによる各位置での MTF

表1 装置 A の関数の違いによる各位置での 10%, 50% MTF (cycles/mm)

off-center -50 mm				
	Bone	Bone Plus	HD Bone	HD Bone Plus
50% MTF	0.84	0.96	0.93	1.00
10% MTF	1.18	1.18	1.31	1.46
off-center -100 mm				
	Bone	Bone Plus	HD Bone	HD Bone Plus
50% MTF	0.73	0.87	0.78	0.84
10% MTF	1.06	1.08	1.12	1.15
off-center -150 mm				
	Bone	Bone Plus	HD Bone	HD Bone Plus
50% MTF	0.57	0.67	0.57	0.64
10% MTF	0.81	0.87	0.82	0.85

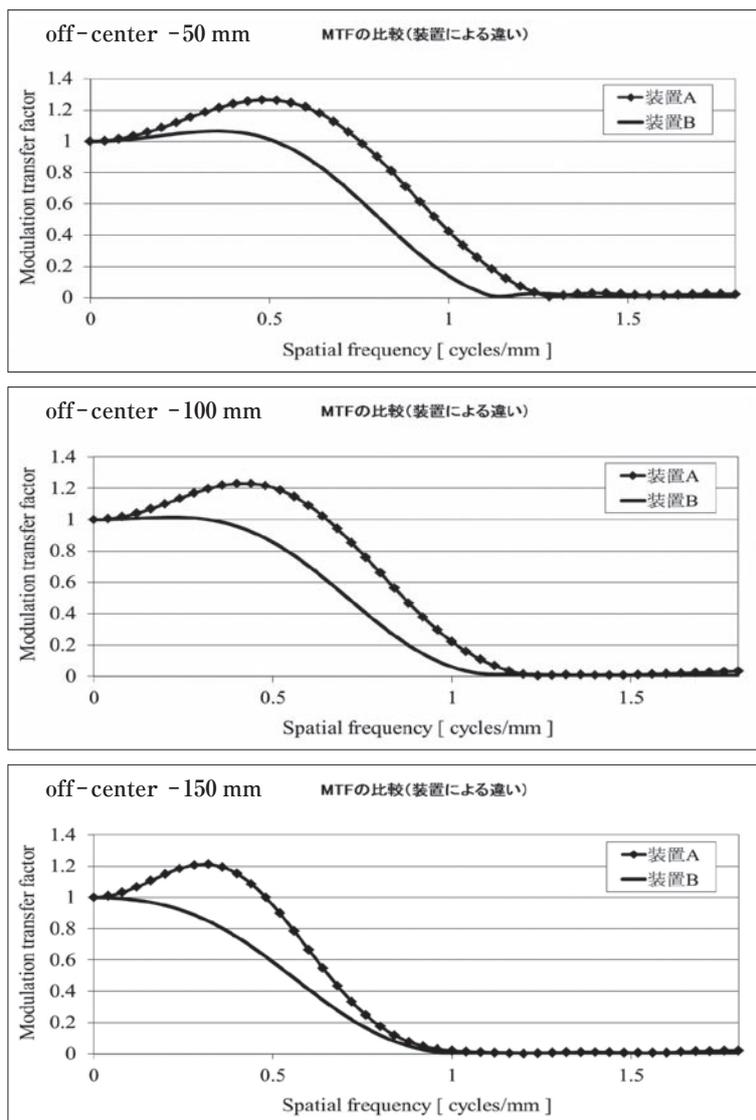


図3 装置 A (Bone Plus) と B (YC) の各位置での MTF

表2 装置 A と B の各位置での 10%, 50% MTF (cycles/mm)

off-center -50 mm		
	装置 A	装置 B
50% MTF	0.97	0.80
10% MTF	1.18	1.02
off-center -100 mm		
	装置 A	装置 B
50% MTF	0.86	0.71
10% MTF	1.08	0.96
off-center -150 mm		
	装置 A	装置 B
50% MTF	0.66	0.55
10% MTF	0.86	0.82

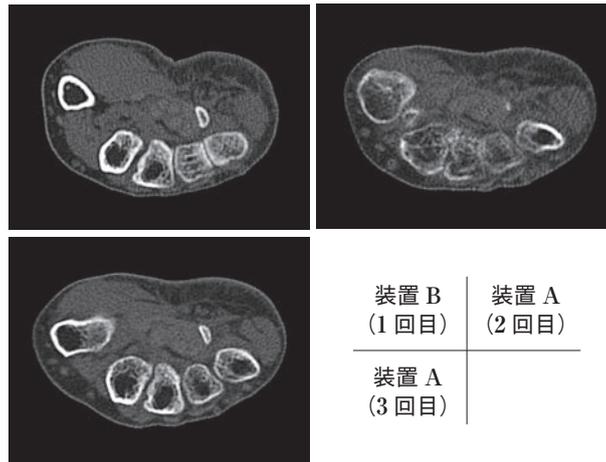


図4 2台のCTで複数回撮影を行った症例

較を行った。

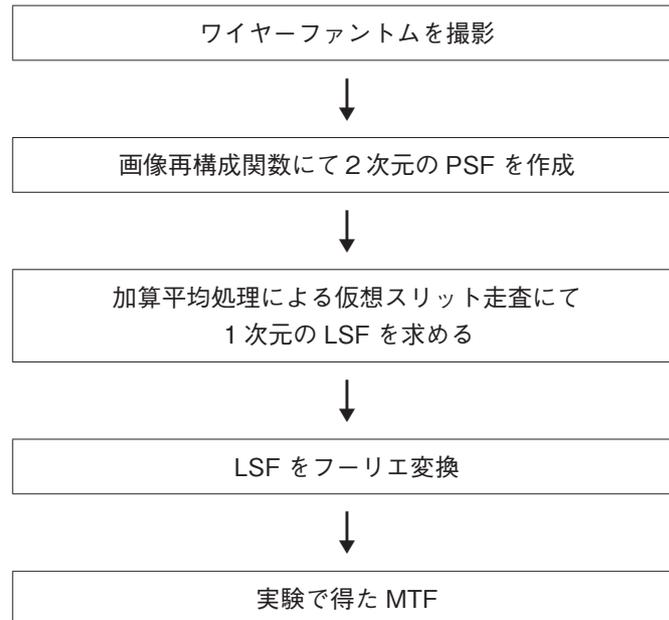
CT画像の画質を決定する分解能は、空間分解能、低コントラスト分解能（密度分解能）、時間分解能があるが⁵⁾、MTF測定は空間分解能についての評価である。

空間分解能を左右する要素として再構成関数以外に焦点サイズ、検出器チャンネルのサイズと数、View数、画像再構成関数、使用するコリメーター等が挙げられる⁶⁾が、焦点サイズ、検出器チャンネルのサイズと数、View数はどのCT装置を使用するかで決定される要素である。当院で使用している装置Aは、View数に関してノーマルモードとHD（High Definition）モードの二者から選択でき、今回は骨領域の撮影で普段使用しているHDモード1画像2496 Viewで行った。装置Bは今回の撮影条件では2320 Viewである。スライス厚も空間分解能を左右する要素であるが、今回は0.1 mmと極細のワイヤーを体軸方向に対して真っ直ぐに置いて撮影したので、ノイズの影響を排除出来るスライス厚5 mmで評価した。また、面内の位置依存性についての評価としたのでノンヘリカル撮影とした。

空間分解能は高コントラスト分解能と同義であり、その定義は「ノイズがない状況における、2つの物体を識別する能力」とされている⁷⁾。コントラスト分解能の評価⁸⁾ではノイズと密接な関係にあるが、空間分解能の評価では十分な撮影線量でファントムを撮影すればノイズは無視出来るとされている⁶⁾。我々がしているCT画像は再構成関数、再構成FOVなどによりボケが発生する。空間分解能の評価は高空間周波数領域の情報がどれだけ失われずに伝達されているかを知ることであり、それは周波数空間領域の画像が実空間領域の真の画像に比べどれだけボケているかを数値

で表すことで行う。真の画像は周波数空間の情報を表す場合においては無限に1となる。MTFは今回実施したワイヤー法で求められ、その測定方法を簡単に図に示す（図5）。骨領域に使用される高周波強調関数は検出器の限界近くまで空間分解能を引き出して、できる限りの微細な構造の識別を目的としていることである⁹⁾。これは骨領域以外に肺野の画像を作成する場合にも適し、臨床の場で広く使用されている。多くの高周波強調関数はMTFが1を超え、低から中間周波数領域が強調されることで視覚的な鮮鋭度が高くなる。MTFのグラフとしては減衰する傾きが右側にシフトした形になる。しかし、MTFが1を超えるというのは元のコントラスト以上の信号分布を示しCT画像がシャープになるが、欠点はCT画像において組織辺縁部にアンダーシュートやオーバーシュートを呈することである⁶⁾。CT画像のMTFのパターンにはもう1つあり、頭部、縦隔、腹部などに適応するための再構成関数で、MTFが1を超えることなくおむね単調に減衰するタイプで、主に大きな構造体のわずかなコントラスト検出を目的とする⁹⁾。今回50% MTFおよび10% MTFでの空間周波数値で比較しているが、特に10% MTFは再構成関数の空間分解能つまり解像力を見るのに用いる⁹⁾。また50% MTFおよび10% MTFが高値であるとグラフが右にシフトした形となり鮮鋭度が高くなる。

装置Aの結果を見るとBone、HD Boneの2つは類似したグラフ曲線を示す。どちらもMTFが1を越すことはなく、グラフ曲線を見る限り典型的な高周波強調タイプとは異なる。両者の50% MTFはBone PlusやHD Bone Plusより低値で鮮鋭度も劣ると考えられる。また10% MTFは-150 mmでは-50 mmより30%以上低下し、位置の違いによる解像度の変



PSF : Point Spread Function 点像強度分布

LSF : Line Spread Function 線像強度分布

図5 ワイヤー法によるMTF算出までの過程

化は小さくない。HD Bone PlusはMTFが1を超え、高周波強調タイプのグラフ曲線を示す。しかし、各位置でのグラフの形態は大きく変化し、 -150 mm では10% MTFは大きく低下し、位置依存性による空間分解能の低下が著明であった。Bone Plusは4種類の関数の中でどの位置においても低から中周波数領域を最も強調したもので、典型的な高周波強調タイプの関数であった。10% MTFはon-center付近ではHD Bone Plus、HD Boneに劣るが1以上を示し、 -150 mm では逆に最も高い値を示し、位置依存性は装置Aの中では最も小さい。

装置Aの4種類の関数を総合して見ると、まずグラフの形態は -50 mm と -100 mm はいずれの関数も類似した形態を示すが、 -150 mm になると大きく変化し、いずれのグラフも急峻な傾きに変化する。また数値的にも10% MTFでは -100 mm と -150 mm を比較すると、いずれも20%以上の低下がみられ、これがグラフの形態の大きな変化に表れていると考えられた。

一方、装置BのY-Sharp (YC)は -50 mm 、 -100 mm でもMTFが大きく1を超えることはなく、 -150 mm では1を超えなくなる。また50% MTFおよび10% MTFも -50 mm 、 -100 mm では装置Aのいずれの関数よりも低値であり、数値から見ると空間分解能も鮮鋭度も装置Aに劣る。しかし、 -150 mm では10% MTFは装置Aの各関数と同様な値を示すよう

になる。 -100 mm と -150 mm を比較して10% MTFは15.6%の低下にとどまり、 -150 mm でも位置依存性による空間分解能の低下を極力抑えようとしている。グラフも装置Bは -150 mm になっても -50 mm と形態的には類似していてグラフ全体が少し左へシフトしているが、グラフの傾きもあまり変化していない。これらから装置BのY-Sharp (YC)は位置依存性も考慮されている再構成関数と考えられる。

以上の結果より装置Aは -100 mm までのon-center付近に被写体をポジショニングすれば空間分解能の低下の少ない、鮮鋭度の高い画像が得られる。しかし、 -100 mm を越えて -150 mm までoff-centerになると空間分解能が低下する。したがって、装置Aを使用する場合には中心から -100 mm 以内に被写体をポジショニングすることに十分に注意することが必要である。装置Bは -100 mm までは空間分解能は装置Aに劣っている。 -150 mm になると装置Aとの差は小さくなっていくが、 -50 mm と比較すると空間分解能の低下は明らかであり、空間分解能の低下を最小限にするためにはon-center付近に被写体をポジショニングすることに留意しなければならない。ただ装置Bは救急外来用CTであり、on-centerから離れた所にポジショニングしなければならない場合も多い。その意味では装置Bが位置依存性による空間分解能の低下を抑えていることは重要である。

今回の実験結果からは図4に示した2回目の装置

A の画質の劣化を明らかにできた訳ではない。今回は装置 A と装置 B の比較に主眼を置き双方が同一条件となるようにしたため、-150 mm を越える位置での比較を行えていない。装置 B は今回の条件では -150 mm を越える位置での再構成ができなかった。このことは装置 B が画質が著明に劣化する条件を許容していない可能性がある。一方、装置 A は今回の条件でも -150 mm を越える位置での再構成が可能である。装置 A の -100 mm と -150 mm の測定結果の変化を見ると、さらに off-center になった場合には空間分解能の低下が著明になることが予想される。したがって図 4 に示した装置 A の画質の劣化は -150 mm を越える位置にポジショニングした可能性があり、装置 A についてはさらに広範囲の評価が必要と考えられた。また今回は位置依存性による空間分解能の物理的評価だけを行ったが、CT 画像として評価する場合は視覚評価等それ以外の要素も考慮し総合的に画像評価の検討も考えたい。

おわりに

CT 装置 2 台の高周波強調関数における位置依存性を考慮した空間分解能について評価した。その結果から、骨領域の CT 画像に使用する再構成関数の特徴の一面を物理的評価から把握する事が出来た。より良い CT 画像を提供するために、CT 装置の性能評価は我々

に欠かせない重要なルーチンワークと考える。

文 献

- 1) 野水敏行：骨・関節領域に対する CT の適応と臨床応用. アールティ, 49: 12-14, 2011
- 2) 風間清子, 伊藤道明, 目崎真二：CT 検査におけるポジショニングを考えよう. 日放技会東北会誌, 17: 52-55, 2009
- 3) 市川勝弘, 原 孝則, 丹羽伸次, 他：CT における金属ワイヤによる MTF の測定法. 日放線技会誌, 64 (6) : 672-680, 2008
- 4) 大葉 隆, 村上克彦, 遊佐雅徳, 他：MTF の測定に関する基礎的検討. 日放技会東北会誌, 17: 108-109, 2009
- 5) 辻岡勝美：X 線 CT の基礎知識. 日本放射線技術学会中部部会 CT 研究会, 12-15, 2001
- 6) 市川勝弘, 村松禎久：標準 X 線 CT 画像計測, オーム社, 東京, 24-61, 2009
- 7) Judy PF, Balter S, Bassano D, et al. : Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners. AAPM report No.1, 4, 1977
- 8) 奥村美和：低コントラスト分解能の評価方法. アールティ, 27: 42-47, 2005
- 9) 原 孝則：CT 画像データを用いた画質評価の基礎. アールティ, 38: 48-53, 2007

