臨床技術

放射線治療装置の品質管理における、
光プローブ検出器を用いた光照射野幅と
X線照射野幅の一致度の定量的評価下郷智弘¹ 奥平訓康²論文受付
2020年2月27日論文受理
2020年5月31日

Code No. 751

¹ 岐阜医療科学大学保健科学部放射線技術学科² 名古屋大学医学部附属病院医療技術部放射線部門

緒言

近年、X線による放射線治療では、治療装置に付属した照合撮影装置等¹⁾を用いて治療前に画像照合を行うことが一般的になってきている²⁾。また、治療中の患者の動きや、金属マーカ等を利用した体内臓器の動きについても確認することが可能になってきている^{2,3)}。しかしながら、患者の初期位置の設定については、レーザーポインタや光照射野が使用されることも多く、これらの機器は患者の位置を決定するために、

未だ重要なツールである^{3,4)}。特に、光照射野は患者の治療位置が確定した後、最終的なビームの入射位置の確認として使用されることも多い。このため、光照射野はX線照射野との幾何学的位置が一致している必要があり、本邦における放射線治療品質管理ガイドライン⁵⁾や米国医学物理学会(American Association of Physicists in Medicine: AAPM)が推奨するガイドライン^{6,7)}においても、定期的に光照射野とX線照射野の一致性を評価するように推奨されている。現在、X線

Quantitative Evaluation of Coincidence between Quantified Light Field Width and X-ray Field Width as Mechanical Quality Assurance

Tomohiro Shimozato^{1*} and Kuniyasu Okudaira²¹ Department of Radiological Technology, Faculty of Health Science, Gifu University of Medical Science² Department of Radiological Technology, Nagoya University Hospital

Received February 27, 2020; Revision accepted May 31, 2020

Code No. 751

Summary

Aim: The aim of this work was to evaluate the coincidence between light and X-ray field width in air. **Background:** Light fields are often used for confirmation of irradiation position to superficial tumors and final confirmation of the patient's irradiation position. To guarantee collation by the light field, the light and X-ray fields must coincide. Currently, the light field width is determined mainly by visual evaluation using manual methods, such as use of graph paper and rulers. The light field width is difficult to visually recognize a definite position at the edge of the light field. **Materials and Methods:** We quantified the width of light fields emitted from a linear accelerator using a light probe detector and compared the results with those of X-ray fields. In-air measurements were conducted at the same position in the light field with the light probe detector and X-ray field using an ionization chamber installed in an emptied three-dimensional water phantom. **Results:** The radiation field in air was approximately 2 mm larger than the light field, and we found some influence of transmission and scattered rays on the penumbra region. Before and after exchanging crosshair sheets, the fields also exhibited differences in uniformity. **Conclusions:** The proposed method quantifies the light field using a photodetector and can be used to compare the light field with the X-ray field, conforming a useful tool for evaluating the accuracy of treatment devices in an objective and systematic manner.

Key words: light field, field width, quantification, light probe detector, quality assurance

*Corresponding author

照射野についてはフィルムや放射線検出器等を使用して確認することが可能であるが、光照射野については金尺定規やグラフ用紙等を用いた視覚的な評価を行っている。更に、AAPM から出版されている Report No. 13 (TG-24)⁶⁾ や TG-45⁸⁾、IEC (International Electrotechnical Commission) 60976⁹⁾ によれば、光照射野と X 線照射野の一致性は、フィルムによって測定するとの記載があり、フィルム法によって測定された結果を AAPM Task Group 142(TG-142)⁷⁾ の提案する許容値の範囲内であるかについて判断することを多くの施設で行っている。しかしながら、IEC 60976⁹⁾ に記載されている放射線治療装置の照射野の幾何学的設定表示値と光照射野幅とのわずかなズレを、視覚的に評価することは困難である。光照射野については、グラフ用紙等の目盛り線と光照射野と影の部分の中線のズレを評価するため、測定者間誤差や測定間誤差を誘発する。レギュラーフィルムを用いる場合は、光照射野のピン打ちされた位置や黒化度などによっても、照射野幅の大きさは影響を受ける。

IEC 60976⁹⁾ や保守管理マニュアル^{10, 11)} などでは、エネルギーが 6 MV 以上の X 線照射野は標準治療距離 (Normal Treatment Distance: NTD) 100 cm における標準測定深 (Standard Measurement Depth: SMD) 10 cm で評価するようにされており、エネルギーごとの 50% 線量幅を X 線照射野幅と規定している。特に、水中において、X 線照射野の測定位置と同じ位置における光照射野の測定は、フィルム等の設置の困難さや可視光の水中での屈折や乱反射による影響があり、両者の照射野幅を直接比較し正確な一致度を評価することは困難である。それゆえ、固体ファントム上にフィルムを設置し、投影された光照射野の位置を視覚的にマーキングされたフィルムの上に、水等価厚 10 cm のファントムを載せて放射線を照射し、光照射野と X 線照射野の一致度を評価している施設が多い。その際に、フィルムをテープ等で固定したとしても、ファントムを載せる際に位置ズレが懸念される。また、光照射野は視覚的に計測されるため、検出器で精密に評価された X 線照射野の各同一測定位置について正確に比較することは困難である。

本研究では、放射線治療装置の定期的な品質管理に焦点を当て、光プローブ検出器による光照射野と電離箱線量計による X 線照射野の同一位置における測定を行い、照射野幅の定量化法を調査し、経時的な解析の可能性を検討するために、両者の照射野の比較評価することを目的としている。この際に、IEC の規定する水中あるいは水等価ファントム内における照射野幅

を求めることを目的としていない。光プローブ検出器は水中下での使用を保証していないため、光照射野の測定を行う際は空中において評価を行った。同様の調査は、過去に Johnsen ら¹²⁾ によって行われたが、光照射野と X 線照射野の差が 1.5–2.0 mm 存在したという結果であったが、測定状況の同一性や照射野の違いによる評価が曖昧なものであった。本研究では、複数の幾何学的照射野について、各照射野幅は、軸外光量比あるいは軸外線量比の半値幅 (full width at half maximum: FWHM) によって評価をすることで定量化し、幾何学的照射野と光・X 線照射野とのズレ量、また光照射野幅と X 線照射野幅の差を詳細に調査した。加えて、クロスヘアシートの交換前後の評価する機会を得たため、本研究の方法によって評価を行った。

1. 方 法

1-1 水ファントムの設置

放射線治療装置 Clinac iX (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, USA) を用いて、光照射野と X 線照射野の測定を行った。射出方向は、デジタル水平器 (シンワ測定株式会社, 新潟) を用いて、垂直方向に X 線が照射されるようにガントリの幾何学的角度を調整した。三次元水ファントムには MP3 (PTW-Freiburg GmbH, Freiburg, Germany) を使用し、AAPM TG-106¹³⁾ に従って、水面と駆動軸の水平が一致するようにファントムの傾きを調整した。決定された水ファントム位置を、ファントム壁面に映るレーザ位置で記録した。次に、水ファントム内から水を抜き、空中測定ができるようにした。この際、空の水ファントムの位置ズレが予想されるため、前述のファントム壁面に記録されたレーザ位置の印を確認し、ファントム位置や角度の調整を行った。三次元水ファントムは、MEPHYSTO mc² 制御ソフトウェア (PTW-Freiburg GmbH) によって動作された。

1-2 光照射野の測定

Figure 1a のように、空の水ファントム内に有感体積が 7 mm³、有感検出領域幅が約 1.5 mm の光プローブ検出器 model 9311 (PTW-Freiburg GmbH) を設置した。この光プローブ検出器は、PTW 社が商品説明時のデモンストレーション用として開発された測定器であり、一般には販売されていない。検出器の形状は、semiflex 型電離箱線量計 31010 (PTW-Freiburg GmbH) と同等の幾何学的外観を有している。電位計には、TANDEM dual channel electrometer T10011 (PTW-Freiburg GmbH) を用い、ケーブル接続は M 型

Fig. 1 Experimental setup for field measurements.

- (a) Arrangement of the light probe detector in measuring light field
(b) Arrangement of the ionization chamber in measuring X-ray field

Fig. 2 Measurement position and directions of the detector shown from the beam emission perspective.

を用いている。印加電圧はメーカー推奨の 0 V とした。検出器設置位置は、有感体積の中心を測定点に合わせて測定を行った。治療装置の表示光や治療室内光を暗幕でカバーし、光照射野の可視光のみが検出器に入射されるようにして測定を行った。本研究で使用された治療装置 Clinac iX には、光照射野が照射された場合に、中心位置を示すための罫書き線が描かれたクロスヘアシート（以下、シート）が射出口部分に装備されている。そのため、罫書き線の影を避けるように、光プローブ検出器の設置位置は、中心位置から 1 cm シフ

トされた状態で測定された (Fig. 2)。検出器の有感体積の中心が、治療装置のビーム軸に垂直で X 線ターゲット位置から 100 cm の距離平面（アイソセンタ面）上に一致するように設置された。測定間隔は 1 mm 間隔とし、光照射野を照らしたままの状態、三次元水ファントムによるスキヤニング測定を行い、光プローブ検出器の表示値を記録した。スキヤニング測定法は Step by Step 法により、測定点当たり 2.0 秒のデータ収集時間で測定された。光照射野は、二次コリメータで既定された 50×50, 100×100, 200×200 mm² 正方形照射野で測定された。それぞれの照射野について、検出器をビーム軸に垂直な方向へ動作させ、cross-line 方向と in-line 方向についてデータを取得した。取得データは 3 回測定を行い、平均値を軸外光量比の測定値とした。

本研究では、得られた軸外光量比から FWHM を算出し、空中における光照射野幅と定義した。また、IEC 60976⁹⁾ を参考にし、80% 光量位置と 20% 光量位置の幅を半影幅と定義した。IEC 60976⁹⁾ で定義される平坦化領域内における平坦度および対称性の評価を行った。シートの有無における光照射野への影響を調査するため、シートのない状態における評価も行った。更に、シート交換後の調査を同様に行った。

1-3 X 線照射野の測定

X 線照射野と光照射野とを比較するため、光プローブ検出器と同じ位置に、semiflex 型電離箱線量計を設

置して X 線照射野の測定を行った。光プローブ検出器に近い有感領域直径をもつ semiflex 型電離箱線量計 31016 (PTW-Freiburg GmbH) (有感体積 0.016 cm^3 , 有感領域直径 1.45 mm)¹⁴⁾ にアルミニウム製ビルドアップキャップを装着して測定を行った。電離箱線量計 31016 を, Fig. 1b のように空の三次元水ファントム内に設置した。また, 電離箱線量計は電位計 T10011 に接続され, -400 V が印加された。軸外線量比は, 光照射野と同様に, X 線のビーム軸に対して垂直な方向に電離箱を走査することにより取得された。測定間隔は 1 mm とし, 測定法は Step by Step 法により取得した。測定点当たりの測定時間は 1.0 秒 である。光照射野と同一位置において比較するために, 野書き線の中心位置から 1 cm シフトした位置において測定を行った (Fig. 2)。X 線の照射条件は, 光照射野の測定に合わせて, 正方形照射野 50×50 , 100×100 , $200 \times 200 \text{ mm}^2$ とし, 線量率は 600 MU/min とした。

得られた軸外線量比から FWHM を算出し, 空中における X 線照射野幅と定義した。また, IEC 60976⁹⁾ を参考にし, 80%線量位置と 20%線量位置の幅を半影幅と定義した。IEC 60976⁹⁾ で定義される平坦化領域内における平坦度および対称性について評価を行った。シートの有無における X 線照射野への影響を調査するため, シートのない状態における評価も行った。また, シート交換後の調査を同様に行った。

2. 結果

Figure 3~5 は, シート交換後の, 各照射野の大きさにおける光照射野の軸外光量比と 6 MV X 線照射野の軸外線量比を示している。10 MV X 線に関しては, 6 MV X 線のプロファイルと重なるため, 6 MV X 線の軸外線量比のみ掲載した。Figure 3~5 のように, 光照射野は, 光量の多い領域において値のばらつきが大きく, ゼロ位置では野書き線の影によって光量が急激

Fig. 3 Measurements of light and X-ray fields according to the distance from the beam axis in a geometrical field of $50 \times 50 \text{ mm}^2$. (a) In-line, (b) Cross-line direction

Fig. 4 Measurements of light and X-ray fields according to the distance from the beam axis in a geometrical field of $100 \times 100 \text{ mm}^2$. (a) In-line, (b) Cross-line direction

Fig. 5 Measurements of light and X-ray fields according to the distance from the beam axis in a geometrical field of $200 \times 200 \text{ mm}^2$. (a) In-line, (b) Cross-line direction

Fig. 6 Measurements of light field along the in-line direction before and after crosshair exchange in geometrical field of $100 \times 100 \text{ mm}^2$.

に落ちている。そのため、ビーム軸外の 10–20 mm 範囲の光量の平均値で正規化された値でプロファイルグラフを作成し軸外光量比とした。また、Fig. 6 にシート交換前後の in-line 方向の光照射野の軸外光量比を示した。

各照射野の大きさで得られた平坦度の平均値は、光照射野では 1.71 となった。シートのない状態における平坦度の平均値 1.08 に対して 57.3% の変化率であった。また、シート交換前に対する変化率は -1.4% であった。同様に、対称性の平均値に関しては光照射野では 1.01 となり、シートのない状態に対する変化率は 0.7% であった。交換前との比較においては 1.0% となった。照射野 $200 \times 200 \text{ mm}^2$ では、ビーム軸から離れるにつれて光量の減少がみられた影響により、平坦度値が大きくなる傾向であった。X 線照射野の平坦度の平均値は 1.02 となり、シートのない状態と比較し

て 0.1% の変化率であった。また、シート交換前後においても 0.1% と大きな差がなく、シートの有無および交換による影響は少なかった。

測定された軸外光量比および軸外線量比から算出された照射野の半値幅 (FWHM) と両者の差を、Table 1 に示した。アイソセンタ面の空中における光照射野幅 FWHM は、治療装置に入力された照射野の幾何学的設定表示値より小さい値となり、その残差は in-line 方向では $-1.4 \pm 0.1 \text{ mm}$ (平均値 $\pm$ 標準偏差)、cross-line 方向では $-1.0 \pm 0.1 \text{ mm}$ であった。一方、X 線照射野の場合は、6 MV X 線において in-line 方向で $+0.2 \pm 0.2 \text{ mm}$ 、cross-line 方向では $+0.6 \pm 0.3 \text{ mm}$ であり、10 MV X 線ではそれぞれ $+0.3 \pm 0.3 \text{ mm}$ 、 $+0.7 \pm 0.3 \text{ mm}$ であった。照射野 $100 \times 100 \text{ mm}^2$ 以下については、いずれも幾何学的表示値から 1 mm 以下の差であった。光照射野と X 線照射野の最大ズレ量は、照射野 $200 \times 200 \text{ mm}^2$ において 6 MV X 線で in-line 方向で 1.8 mm、cross-line 方向で 2.0 mm、10 MV X 線ではそれぞれ 2.1 mm、2.2 mm であった。

軸外光量比および軸外線量比から得られた各照射野の半影幅平均値を Table 2 に示した。半影幅平均値については、in-line 方向では X 線焦点 (T) 側と電子銃 (G) 側の半影幅の平均値、cross-line 方向では左 (L) 側と右 (R) 側の半影幅の平均値とした。光照射野の場合は、半影幅は in-line 方向で $2.6 \pm 0.3 \text{ mm}$ 、cross-line 方向で $2.1 \pm 0.2 \text{ mm}$ であり、照射野の増加に伴ってそれぞれの方向で 0.6 mm、0.5 mm 増加した。それに対して、X 線照射野においては、6 MV X 線での半影幅は in-line 方向で $3.0 \pm 0.0 \text{ mm}$ 、cross-line 方向で $3.6 \pm 0.2 \text{ mm}$ であり、照射野の増加に伴ってそれぞれの方向で 0.2 mm、0.1 mm の増加であった。10 MV X 線の半影

Table 1 FWHM values obtained from the profiles of measured light and radiation fields per energy level and their width difference

Geometrical field		Light Field	6 MV X-ray		10 MV X-ray	
			Field	Width difference	Field	Width difference
50×50	In-line	48.7	50.0	-1.3	50.1	-1.4
	Cross-line	49.2	50.3	-1.1	50.4	-1.2
100×100	In-line	98.6	100.1	-1.5	100.2	-1.6
	Cross-line	99.0	100.6	-1.6	100.7	-1.7
200×200	In-line	198.6	200.4	-1.8	200.7	-2.1
	Cross-line	198.9	200.9	-2.0	201.1	-2.2

Every value is expressed in millimeters.

Table 2 Penumbra width in the in-line direction and the cross-line direction after the crosshair sheet exchange

Geometrical field	Light		6 MV X-ray		10 MV X-ray	
	In-line mean	Cross-line mean	In-line mean	Cross-line mean	In-line mean	Cross-line mean
50×50	2.3	1.8	3.2	3.0	3.5	3.3
100×100	2.6	2.0	3.3	3.1	3.6	3.4
200×200	2.9	2.3	3.4	3.1	3.8	3.5
Mean	2.6	2.1	3.3	3.0	3.6	3.4
SD	0.3	0.2	0.1	0.0	0.2	0.1

Every value is expressed in millimeters.

幅は in-line 方向で 3.6 ± 0.2 mm, cross-line 方向で 3.4 ± 0.1 mm であり, それぞれの方向で 0.3 mm, 0.2 mm の増加であった. 半影幅は, 光照射野では in-line 方向は cross-line 方向より約 0.5 mm 大きく, X 線照射野では約 0.3 mm 大きかった. 光照射野は 6 MV X 線照射野と比較すると, in-line 方向で 0.7 ± 0.4 mm, cross-line 方向で 1.0 ± 0.2 mm 小さく, 最大差は 1.2 mm であった. 10 MV X 線との比較では, それぞれ 1.0 ± 0.3 mm, 1.3 ± 0.2 mm 小さく, 最大差は 1.5 mm であった.

3. 考 察

平坦化領域内における光照射野は, ランプ光源に付着した埃や, シート・透過型ミラーの歪みや汚れなどにより光量がばらつき, 平坦度の変化に影響していると考えられる. また, 光プローブ検出器の有感部分を保護するアクリル製キャップにも細かな傷があり, 可視光の乱反射による影響が出現している可能性もある. 特に, 光照射野の平坦度評価において, シートの有無によって大きく異なる値となったのは, シートに付着した汚れや歪みなどの影響で光量のばらつきが大きく変化し, 値が変化したと考えられる.

光照射野の半影幅が X 線照射野と比べて小さい原因の一つとして, 検出器の有感領域の大きさの違いに

よる影響が考えられるが, 本研究では, 有感領域直径がほぼ同等の大きさの電離箱を使用したため, この影響は考えにくい. 主な原因としては, X 線が照射された場合, 二次コリメータの端の部分における相互作用の影響で, 平坦化領域外への透過あるいは散乱放射線が検出され半影幅が広がり, それに伴って X 線照射野幅が広がり光照射野との差が広がったと考えられる. 更に, 光照射野の場合は, 可視光を放出するランプは等方性光源であるため, 200×200 mm² のような大きな照射野では, ビーム軸から離れると, 幾何学的に光源からの距離が大きくなり, 到達する光量が減少したものと考えられる. これにより, 半影幅の算出値が大きくなる場合もあった.

In-line 方向の照射野幅は, cross-line 方向の幅に比べて, 光照射野幅・X 線照射野幅ともに小さい値となった. キャリブレーション時には, 水中における SMD の同一アイソセンタ面において, X 軸および Y 軸二次コリメータ静止位置を決定する. 各軸の二次コリメータからアイソセンタ面までの距離が異なるため, 幾何学的な配置の違いにより, アイソセンタ面からの幾何学的距離の大きい in-line 方向の二次コリメータの静止位置が狭くなっていると考えられる.

シート交換前後の FWHM 値は, 水ファントムの再

設置誤差や二次コリメータの静止位置誤差による影響が含まれており、最大で 0.4 mm の差が生じた。照射野については平坦化領域内における光量のばらつきは同様に出現した。

本研究において、光照射野と X 線照射野の最大差は、6 MV X 線で 2.0 mm、10 MV X 線で 2.2 mm となった。これらの結果は、Johnsen ら¹²⁾の結果と似た傾向を示している。本研究では、スキャン方向の違いや X 線エネルギーの違いによる評価も加え、より詳細なデータとして提供することができた。JASTRO ガイドライン⁵⁾や AAPM TG-142⁷⁾によると、光照射野と X 線照射野の一致度の許容誤差として ± 2 mm が推奨されている。本研究における結果は、ガイドラインの推奨値を超えていた。同一位置・同一幾何学的照射野において測定しても、可視光波長領域と X 線波長領域の電磁波では二次コリメータの端 Fig などにおける相互作用の違いや、光源および X 線焦点の大きさの違いやビームの広がり方の違いがあるため、理論的に一致はしない。各ガイドラインで提案されている両者の照射野一致性について、異なる性質の照射野の一致度を、正確に評価することは困難であると考えられる。われわれの提案する品質管理手法は、装置導入時に NTD の SMD における水中の X 線照射野幅から二次コリメータ静止位置が決定された状態で、本研究で用いた手法で光照射野および X 線照射野の測定値を基準とし、定期的に測定をすることで、両者の照射

野一致度の評価を、経時的で定量的に管理することを可能にする。

4. 結 語

本研究では、光プローブ検出器を用いて、定量的で経時的な光照射野の測定の可能性を提案した。空の三次元水ファントムを使用することで、空中における光照射野と同一位置における X 線照射野の測定を行い、一致度を定量的に評価することができた。これまで、視覚的評価されてきた光照射野の測定について、光プローブ検出器を用いることにより、測定者間誤差を軽減することを可能にした。検出器の特性として、水中における評価が困難であるため、正確な照射野幅の測定は不可能であるが、基準値から経時的な変化を点検することは可能である。

謝 辞

本研究に際し、施設の放射線治療装置を使用させていただきました名古屋大学医学部附属病院の皆様へ感謝申し上げます。

なお、本研究の要旨は日本医学物理学会第 115 回学術大会(2018 年、横浜)にて発表した。

利益相反

筆頭著者および共著者が開示すべき利益相反はない。

参考文献

- 1) 榮 武二, 櫻井英幸 監修. 放射線治療 基礎知識図解ノート. 東京: 金原出版, 2016.
- 2) 日本放射線腫瘍学会, 日本放射線腫瘍学研究機構 編. 臨床放射線腫瘍学 最新知見に基づいた放射線治療の実践. 東京: 南江堂, 2012.
- 3) 日本放射線技術学会 監修. 放射線技術学シリーズ 放射線治療技術学(改訂 2 版). 東京: オーム社, 2016.
- 4) 熊谷孝三 編. わかりやすくてためになる がん放射線治療技術マニュアル. 東京: ピラールプレス, 2011.
- 5) 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会 編. 外部放射線治療における Quality Assurance(QA)システムガイドライン. 日放線腫瘍会誌 2000; 11(suppl 2).
- 6) Svensson GK, Baily NA, Loevinger R, et al. AAPM Report No. 13: Physical aspects of quality assurance in radiation therapy. AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 24. American Association of Physicists in Medicine, 1994.
- 7) Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. Med Phys 2009; 36(9): 4197-4212.
- 8) Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, et al. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. Med Phys 1994; 21(7): 1093-1121.
- 9) International Electrotechnical Commission. IEC 60976 International Standard: Medical electrical equipment—medical electron accelerators—functional performance characteristics. Edition 2.0. Geneva: IEC, 2007.
- 10) 日本放射線腫瘍学会研究調査委員会 編. 外部放射線治療装置の保守管理プログラム. 東京: 通商産業研究社, 2001.
- 11) 日本放射線技術学会 編. 放射線医療技術学叢書(22) 外部放射線治療における保守管理マニュアル 日本放射線技術学会出版委員会, 2003.
- 12) Johnsen SW, Hamm RW. An improved technique for aligning the light field with the radiation fields on radiotherapy accelerators. Med Phys 1988; 15(2): 267-268.
- 13) Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. Med Phys 2008; 35(9): 4186-4215.
- 14) PTW-Freiburg. Ionizing radiation detectors including codes of practice. Freiburg: PTW-Freiburg, 2014.

問合せ

〒501-3892 岐阜県関市市平賀字長峰 795-1
岐阜医療科学大学保健科学部放射線技術学科 下郷智弘