

DESIGN OF SUPERCONDUCTING ROTATION-GANTRY FOR HEAVY-ION THERAPY

Yoshiyuki Iwata^{#,A)}, Koji Noda^{A)}, Toshiyuki Shirai^{A)}, Takuji Furukawa^{A)}, Kota Mizushima^{A)}, Akifumi Itano^{A)},
Tetsuya Fujimoto^{B)}, Naoyuki Amemiya^{C)}, Toru Ogitsu^{D)}, Tetsuhiro Obana^{E)}, Masahiro Yoshimoto^{F)},
Taizo Tosaka^{G)} and Ikuo Watanabe^{G)}

^{A)} National Institute of Radiological Sciences (NIRS), 4-9-1 Anagawa, Inage, Chiba 263-8555, Japan.

^{B)} Accelerator Engineering Corporation, 3-8-5 Konakadai, Inage, Chiba 263-0043, Japan.

^{C)} Faculty of Engineering, Kyoto University, Kyoto-Daigaku-Katsura, Nishikyo, Kyoto 615-8510, Japan.

^{D)} High Energy Accelerator Research Organization (KEK), 1-1 Oho, Tsukuba, Ibaraki 305-0801, Japan.

^{E)} National Institute of Fusion Sciences (NIFS), 322-6 Oroshi-cho, Toki-city 509-5292, Japan.

^{F)} Japan Atomic Research Agency (JAEA), 2-4 Shirane Shirakata, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki 319-1195, Japan.

^{G)} Toshiba Corporation, 1-1-1 Shibaura, Minatoku, Tokyo 105-8001, Japan.

Abstract

We designed a superconducting rotating-gantry for heavy-ion therapy. This isocentric rotating-gantry can transport heavy ions having 430 MeV/u to the isocenter with irradiation angles over 0-360 degrees. For the magnets, combined-function superconducting-magnets will be employed. The use of the superconducting magnets allowed us to design the compact rotating gantry; the length and radius of the gantry would be approximately 13 m and 5.45 m, respectively, which are comparable to those for the existing proton gantries. We report a present status of the design for our superconducting rotating-gantry.

重イオン用超伝導回転ガントリーの設計

1. はじめに

放医研では医用重イオン加速器 (HIMAC) から得られる高エネルギー炭素ビームを用いたがん治療を 1994 年より開始し、これまで 5 千症例以上の治療を行ってきた。治療照射の更なる高精度化のため、我々は新たにラスタースキヤニング照射が可能な 3 治療室を有する新治療研究棟の建設を行った^[1]。新治療研究棟は既設 HIMAC に接続され、重イオンビームは HIMAC 上リングから供給される。現在では垂直・水平固定照射ポートを有する E 治療室の整備が完了し^[2]、本年度初頭に治療照射が開始された。また、本年度中には E 治療室と同仕様の F 治療室が完成し、更に来年度以降には回転ガントリーを有する G 治療室が整備される予定である。これに向け、現在、我々は回転ガントリーの設計を進めている。

回転ガントリーはアイソセントリック型とし、患者が位置するアイソセンターに対し、核子あたり最高 430 MeV の炭素ビームを 0 度から 360 度の何れかの方向からでも照射可能である。回転ガントリー本体の小型及び軽量化のため、ビーム輸送機器には二極成分と四極成分が独立励磁可能な機能結合型超伝導偏向電磁石が採用される。その結果、回転ガントリーの半径は約 5.45m、全長は約 13m、重量は 200t 未満と陽子線回転ガントリー相当のサイズとなる。

本稿では超伝導回転ガントリーの全体構成、ビーム光学設計、機器レイアウト、並びに超伝導偏向電磁石の 2D/3D 電磁場設計等の現状に関して報告する。

2. レイアウト及びビームオプティクス

回転ガントリーの三次元概念図を図 1 に示す。HIMAC により得られる核子あたり最高 430 MeV の炭素ビームは回転ガントリー本体に設置されているビームライン機器により輸送され、ロボットアーム治療台上に固定されている患者へ照射される。回転ガントリービームラインを構成する電磁石等の機器はトラス構造を有する回転構造体に固定されており、回転ガントリー構造体を 360 度回転させることで、患者に対してビームを 0-360 度の如何なる方向からも照射することが可能となる。

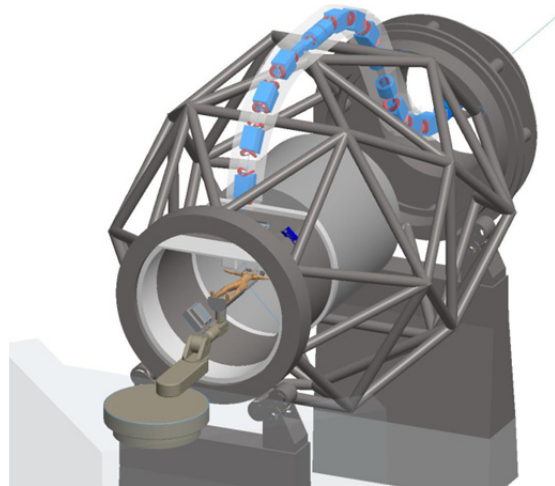


図 1 : 回転ガントリーの三次元概念図。

[#] E-mail: y_iwata@nirs.go.jp

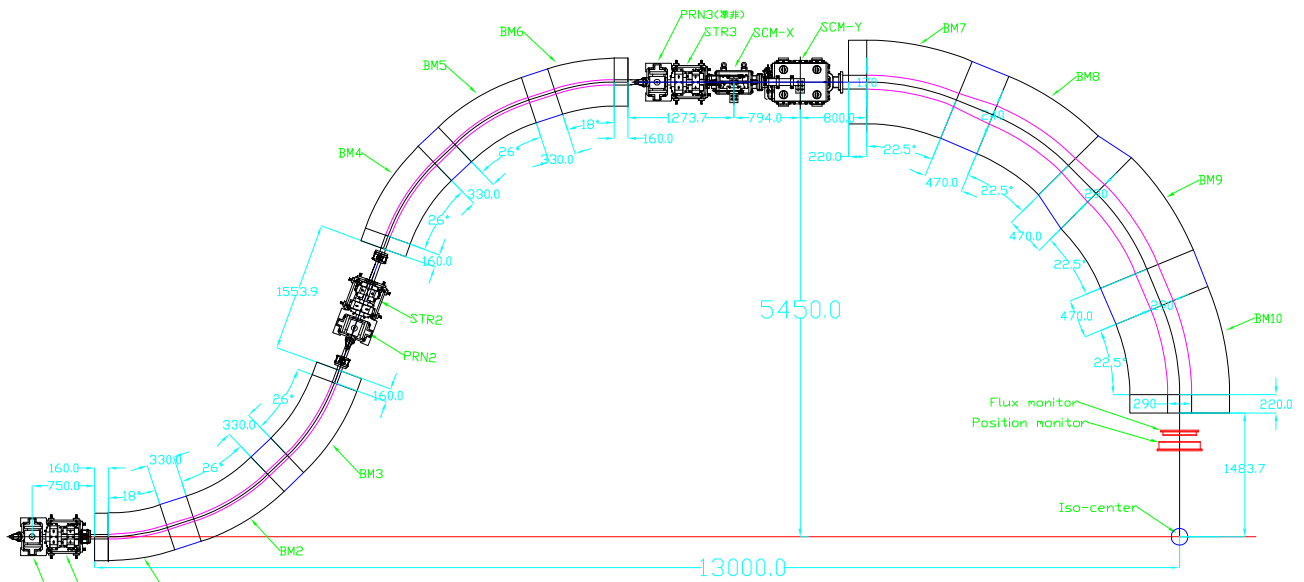


図 2: 超伝導回転ガントリーのレイアウト。全長 13m、半径 5.45m と小型化が実現されている。

図 2 はガントリー回転部のビームラインレイアウトを示したものである。ガントリービームラインは主に 10 台の超伝導セクター偏向電磁石 (BM1~10)、3 対のステアリング電磁石 (STR1~3) 及びビームプロファイルモニタ (PRN1~3)、水平・垂直スキャニング電磁石 (SCM-X, SCM-Y) により構成されている。BM1 入り口からアイソセンターまでの距離は 13m で、回転半径は 5.45m と陽子線ガントリー同等のサイズとなっている。

スキャニング電磁石より上流の超伝導偏向電磁石 (BM1~6) は、何れも二極と四極成分を独立励磁可能な機能結合型超伝導偏向電磁石とした。偏向電磁石に四極成分を持たせることでビーム偏向と同時に収束も可能となり、その結果、回転ガントリーの大幅な小型・軽量化が可能となる。

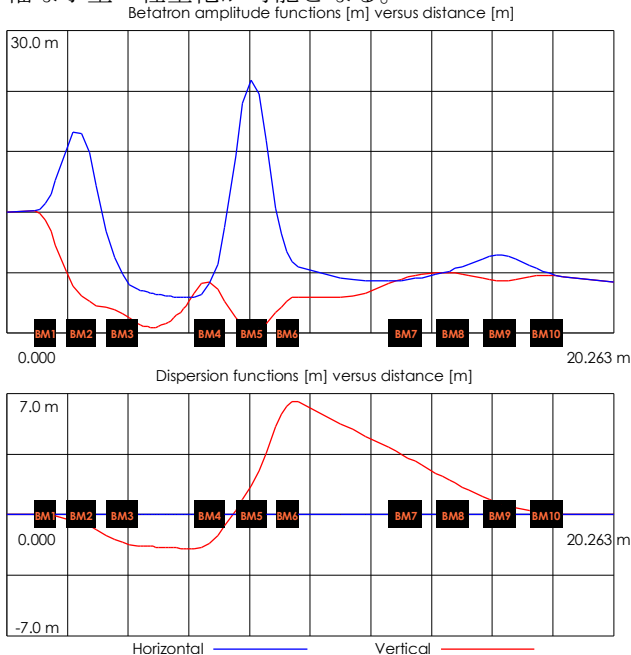


図 3: ベータ及びディスパージョン関数。

スキャニング照射において、アイソセンターにおけるビーム位置は SCM により制御されるが、本レイアウトではスキャニングされたビームはアイソセンターに至るまで超伝導偏向電磁石 (BM7~10) により偏向されることになる。この際、偏向電磁石の収束力により、アイソセンターでの照射範囲 (照射野) は偏向方向を短辺に持つ長方形となる。一方、治療照射では正方形の照射野が望ましいため、BM9 及び BM10 にも四極成分を持たせ、アイソセンターにおける照射野を整形し、正方形としている。

図 3 は回転ガントリービームライン上のベータ及びディスパージョン関数を示したものである。アイソセンターにてディスパージョンフリーとしている。また、図 4 はスキャニング電磁石にて最大キック量 (SCM-X: 18 mrad, SCM-Y: 21 mrad) を与えた際のビームエンベロップ関数を示した図である。

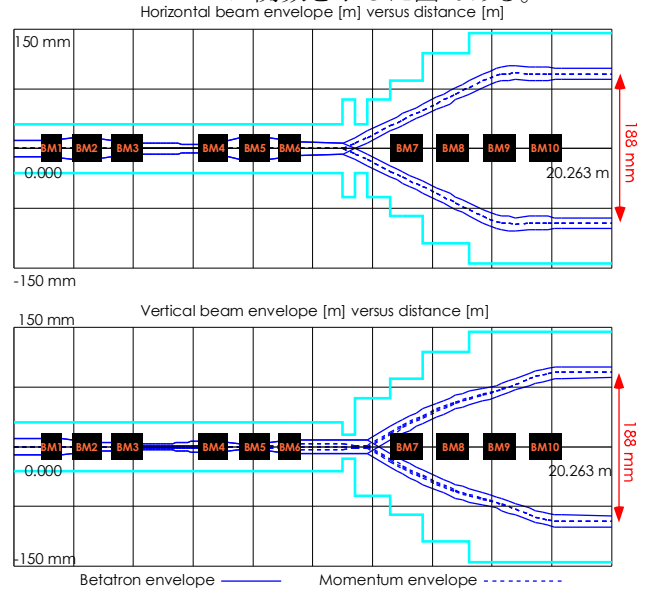


図 4: スキャニング電磁石でキックを与えた際のビームエンベロップ関数。水色はビームダクト境界。

表 1: 超伝導回転ガントリービームライン用超伝導セクター偏向電磁石の諸元。

パラメータ	記号	BM1/BM6	BM2-5	BM7	BM8	BM9/BM10	単位
曲げ角	θ	18	26	22.5	22.5	22.5	deg
曲率半径	ρ	2.3	2.3	2.8	2.8	2.8	m
ボア半径	R_0	30	30	85	120	145	mm
参考半径	r_0	20	20	60	80	100	mm
最大磁場(二極)	B_{max}	2.88	2.88	2.37	2.37	2.37	T
最大磁場勾配(四極)	G_{max}	7.8	7.8	—	—	1.3	T/m
磁場均一度	$\Delta B/B$				$\pm 1 \times 10^{-4}$		
磁場勾配均一度	$\Delta G/G$				$\pm 1 \times 10^{-3}$		

計算においては余裕をみて、垂直及び水平エミッタンス $\epsilon_x = \epsilon_y = 10 \pi$ -mm-mrad、運動量分散 $\Delta p/p = \pm 0.05\%$ を仮定している。BM9及びBM10の四極成分を最適化することにより、ビームはアイソセンターにて正方形且つ平行ビームとなり、照射野サイズとしても188 mm×188 mmを得ることが可能となっている。最後に超伝導偏向電磁石の諸元を表 1 にまとめる。

3. 超伝導電磁石の設計

回転ガントリービームライン用超伝導偏向電磁石の設計も同時に進めている。磁石は表 1 に示した通り、5 種類に分類されるが、ここではスキヤニング電磁石上流の 26 度超伝導偏向電磁石 (BM2~5) の設計について述べる。

図 5 は磁石の断面図である。ビーム光学設計の結果より、参考半径は 20 mm、ピークダクトは直径 $\phi 60$ mmとした。ビームダクトの外周に超伝導コイル、更にはコイルを囲うようにヨーク (珪素鋼板)、真空容器 (SS400) が配置される。超伝導コイルは図 6 に示すようにコサインシタ巻構造を持ち、8 層からなる四極コイルと、26 層からなる二極コイルの合計 34 層コイルにより構成される。各コイルには個別の電源を持たせることで、二極と四極成分の独立励磁が可能となる。コイル設計においては、各層における各導体位置の最適化が行われ、不要な多極成分の除去が行われている^[3]。

上記コイル断面形状に対する二次元磁場計算の

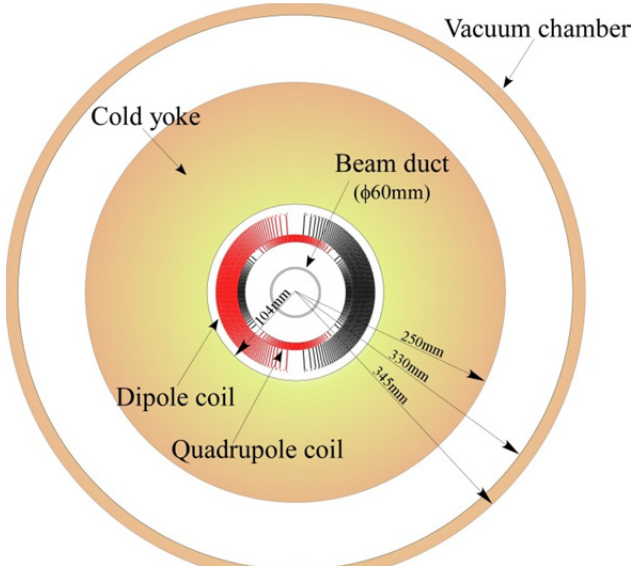


図 5: 超伝導電磁石の断面図。

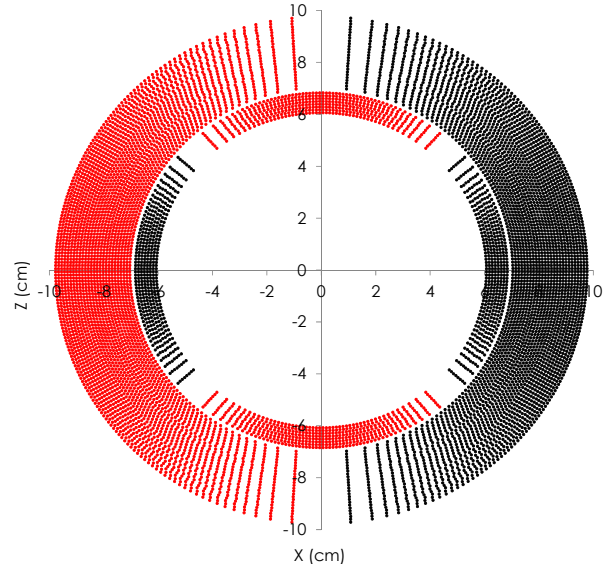


図 6: 超伝導コイル (二極・四極) の断面図。結果を図 7 に示す。計算では二極のみ励磁し、また無限長の空芯コイルを仮定している。磁場均一度としては、参考半径 (20 mm) で 4×10^{-5} と目標均一度を満足する結果である。

この断面形状を持つ超伝導偏向電磁石を回転ガントリーで用いるためには、磁石を湾曲形状にする必要がある。湾曲形状をとることによる磁場分布への影響や、コイル端部の影響、更にヨーク及び真空容器の効果を検証するため、Opera3D コードによる三次元磁場計算を行った^[4]。磁場計算では図 5 に示したヨーク及び真空容器をはじめとして、図 6 の断面を持つ 3,614 ターン/ポールの二極コイルと 422 ターン/ポールの四極コイルを正確にモデル化している。

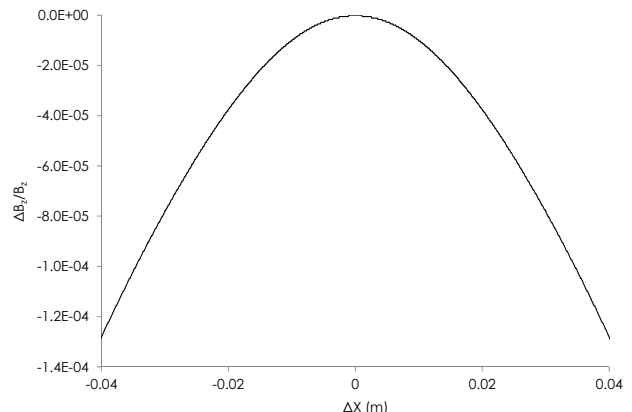


図 7: 二次元磁場計算により得られた磁石中心断面の垂直磁場の均一度 ($\Delta B_z/B_z$)。

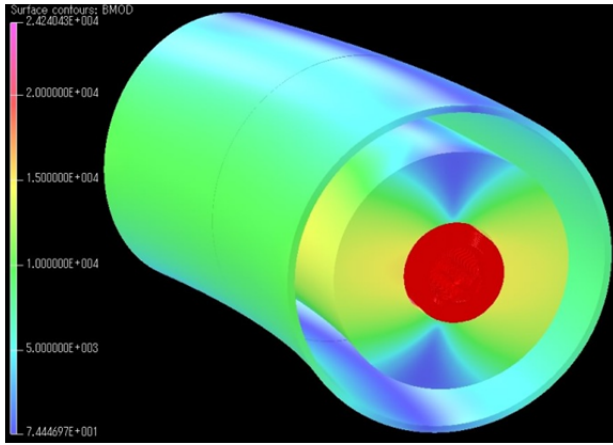


図 8 : Opera3D による超伝導偏向電磁石の磁場計算結果。カラーマップは磁束密度で単位は Gauss。

三次元磁場計算により得られた磁場分布を図 8 に示す。二極及び四極コイルの定格電流 ($I_{dipole}=130$ A 及び $I_{quad}=94$ A) で所期の磁場 $B_0=2.88$ T 及び磁場勾配 $G=7.8$ T/m を得ることが出来る。ヨーク中最大磁場は 2.42 T であるが、図 8 に示す通り大部分のヨークと真空容器は飽和していない。

二極成分の磁場均一度を調べるため、二極コイルのみ励磁した際の計算を行い、得られた磁場分布に対してビーム軌道上の BL 積を求めた。図 9 はビーム軌道を水平に ΔX だけ移動させた際のビーム軌道に沿った BL 積均一度を表した図である。得られた分布には、磁石を湾曲にしたことやコイルエンドによる影響で生じたと思われる主に六極成分が見られ、BL 積の均一度としては参考半径で最大 $\sim 3 \times 10^{-4}$ と目標を満足しない結果であった。

次に図 9 で見られた多極成分による BL 積分布の不均一性を打ち消すようコイルに補正を加える。補正は最外層コイルの導体位置最適化にて行った。四極コイルに対しても同様に、GL 積が均一となるよう最外層コイルの導体位置最適化を行っている。補正後のコイル断面図を図 10 に示す。得られた BL 積均一度を図 9 赤線に示す。BL 積均一度は大幅に改善し、参考半径で 3×10^{-5} 以下を得ている。

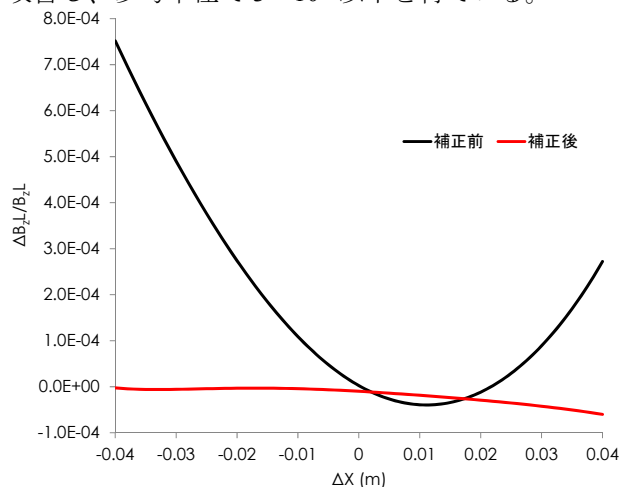


図 9 : ビーム軌道を水平に ΔX ずらしたビーム軌道上の垂直 BL 積均一度 ($\Delta B_z L / B_z L$)。

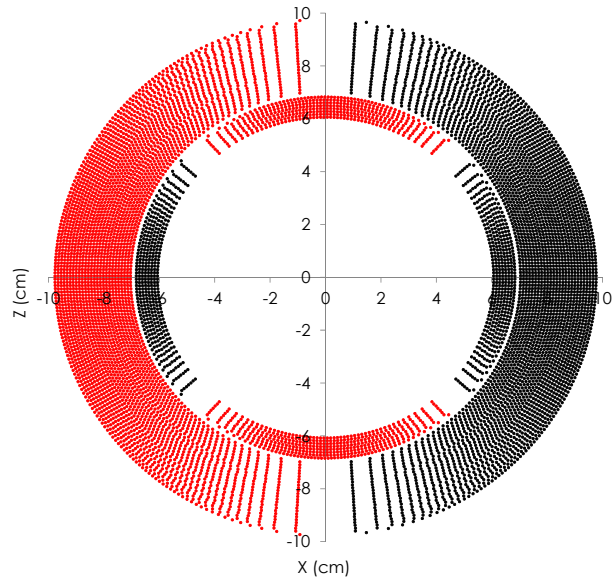


図 10 : 補正後の超伝導コイル断面図。二極・四極コイル共に最外層のコイルで補正を実施。

最後に二極・四極コイルを共に定格励磁した計算で得られた磁場分布を多極展開して得られた normal multipole coefficient を表 2 に示す。表から六極成分以上の多極成分は十分補正されていることが分かる。

表 2 : 二極・四極コイルを定格励磁した際の計算で得られた normal multipole coefficient。

多重極	Normal multipole coefficient
b1	1
b2	-5.23E-02
b3	4.00E-06
b4	-1.37E-05
b5	-7.75E-07
b6	3.27E-07
b7	4.91E-07

4. まとめ

我々は重粒子線がん治療用超伝導回転ガントリーの設計を進めている。機能結合型超伝導セクター偏向電磁石を採用することで、全長 13 m、半径 5.45 m と陽子線回転ガントリー相当のサイズまで小型化が実現される見込みである。また、回転ガントリービームラインに用いられる超伝導偏向電磁石の 2D/3D 磁場計算を行った結果、所期の磁場均一度を得ることができた。現在、同設計手法にて大口徑偏向電磁石の設計及び磁場計算を進めている。更に、本年度中には実機超伝導電磁石 (26 度[BM2-5]と大口徑 22.5 度[BM9/10]の各 1 台) の製作を行う予定である。

参考文献

- [1] K. Noda, *et al.*, Nucl. Instrum. and Meth. in Phys. Res. A 266 (2008) 1038.
- [2] T. Furukawa, *et al.*, Med. Phys. 37 (2010) 5672.
- [3] T. Obana, *et al.*, IEEE Trans. on Applied Superconductivity, No2, Vol.15 (2005) 1185.
- [4] Opera3D Version 14R1, <http://cobham.com/>.