

文章编号: 1000-4556(2013)01-021-08

一种可拆装式的脑外科手术用 磁共振成像线圈

乔立华¹, 王文韬², 许 跃³, 王为民^{3*}

(1. 华润万东医疗装备股份有限公司, 北京 100016;

2. 北京大学 软件与微电子学院, 北京 100871;

3. 北京大学 信息科学技术学院, 量子电子学研究所, 北京 100871)

摘 要: 在临床磁共振成像(MRI)应用中, 射频线圈的设计是非常关键的, 针对不同的应用目的, 合适的线圈能获得质量更好的图像. 有的应用需要线圈提供均匀性较好的射频场, 而有的应用则需要线圈在特定区域内提供高的信噪比(SNR). 但是线圈很难同时得到好的射频场(B_1 场)、空间均匀性和高的 SNR, 需要根据实际应用情况进行折衷设计. 针对 MRI 在脑外科手术中的应用特点, 设计并制作了一种新颖的、适用于脑外科手术的 MRI 接收和发射共用射频线圈. 该线圈采用可分拆式结构, 在脑外科手术支架上可以进行反复组装和拆卸, 减少了 MRI 对医生手术的影响. 仿真结果和人体成像实验表明, 该线圈能产生均匀的射频场、有较高的 SNR 和较大的成像范围, 满足脑外科手术的需要.

关键词: 磁共振成像(MRI); 射频线圈; 均匀性; 信噪比(SNR); 脑外科手术
中图分类号: O482.53 文献标识码: A

引言

从上世纪 80 年代开始, MRI 就成为一种非常重要的医学影像方法^[1]. 在过去的 30 年里, MR 技术在临床医学中的应用发展非常快, 各种新的应用不断涌现. 作为一项高速发展的新技术, MRI 有着其特有的优点: MRI 的电离辐射很小, 对人体影响也较小; MRI 有很好的空间和时间分辨率; MRI 有着优于 CT 和 X 光的软组织对比度, 在不使用增强剂的情况下也能获得很好的图像质量^[1]. MRI 也有不足之处, 主要表现在 MRI 的

收稿日期: 2012-03-21; 收修改稿日期: 2012-04-23

作者简介: 乔立华(1978-), 男, 大专, 研究方向为核磁共振与成像技术. * 通讯联系人: 王为民, E-mail: wmw@pku.edu.cn.

使用要求方面: MRI 设备的设计和放置以及病人监护设备的选择必须考虑到磁场的影响, 标准的手术室设备和手术器械不能在磁场中使用, 所有的仪器设备必须是和 MRI 兼容的^[2,3].

按照成像范围划分, MRI 可分为全身 MRI 和小型 MRI. 全身 MRI 可以进行多个部位的扫描成像, 在临床中得到广泛的应用. 然而全身 MRI 也存在缺点, 例如: 设备所占空间很大, 很难在常规手术室中使用^[4]. 相比之下, 小型 MRI 扫描的部位虽然较少, 但是仪器体积小, 重量轻, 使用灵活方便.

MRI 的成像质量受很多因素的影响, 其中成像线圈的性能是影响成像质量的重要因素之一. 常见的 MRI 成像线圈有表面线圈、鸟笼线圈、相位阵列线圈等, 不同类型的线圈适用于不同的应用目的. 一个适合实际应用的线圈, 需要在 SNR 和射频场均匀性上进行权衡^[5,6]. 表面线圈能够提供较高的 SNR, 但是随着距离的增加, SNR 急剧下降, B_1 场的均匀性也较低^[7]. 鸟笼线圈虽然不能产生很高的 SNR, 但是能提供一个十分均匀的 B_1 场, 因此常用做头线圈^[8]. 相位阵列线圈能提供更高的 SNR, 但是射频场的均匀性大大下降^[8]. 正交线圈有着不错的 SNR, 常常在实际中使用^[9].

就脑外科手术应用而言, 需要在线圈内部产生一个均匀的场覆盖大脑所在区域, 同时 RF 功率不能过大, 防止对人体造成伤害. 本文针对 MRI 在脑外科手术中的应用特点, 设计并制作了一种可分拆式结构的 MRI 收发共用射频线圈, 并进行了仿真和成像实验.

1 线圈结构设计

在脑外科手术过程中, 为了方便医生实施手术和减少 MRI 的运动伪影^[10], 病人的头部必须固定在手术床的支架上. 同时为了监测手术效果, 需要在手术中多次进行 MR

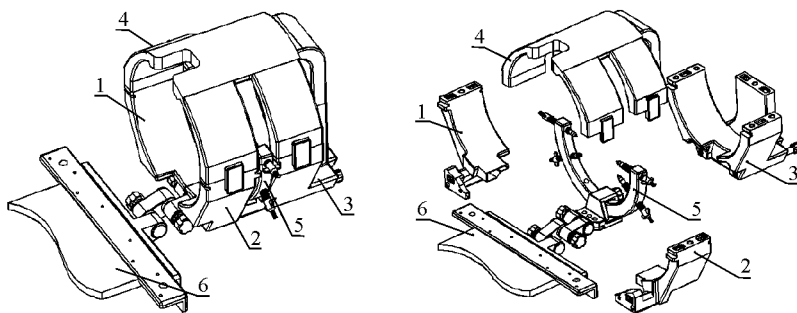


图 1 脑外科手术线圈结构设计图. 左图为脑外科手术线圈在手术支架上的装配总成图, 右图为脑外科手术线圈结构分解图. 线圈由 4 个可拆分和组装的部分组成, 1 为线圈的左下部分、2 为线圈的右下部分、3 为线圈的后部, 4 为线圈的上部; 5 为固定病人头部的支架, 6 为手术床与手术支架的连接部分, 图中没有画出手术床

Fig.1 Cerebral surgery coil structure. The left figure is the imaging coil assembly structure on the surgery gantry; the right figure is the expanded view of the coil structure. The coil can be split into four components and assembled when necessary. Part 1 is the lower left part of the coil, 2 is the lower right part of the coil, 3 is the back of the coil, 4 is the upper part of the coil; 5 is the surgery stent, and 6 is the connection part between the operation table and the surgery stent. The operation table is not included in the figure

扫描成像。因此，常规的 MRI 线圈无法在脑外科手术中使用。另外还需要考虑两个因素：一是在手术过程中，病人鼻子里常常需要插入呼吸管之类的器材，需要线圈结构在鼻部尽可能多地留出空间；二是脑外科手术中病人头部有时因缠绕纱布之类的医疗用具，需要在线圈的轴向预留出一定的空间。

综合考虑上述脑外科手术的应用特点，我们对用于脑外科手术的收发共用射频线圈的结构做了如下设计：线圈的骨架由宽 15 mm，厚 0.2 mm 的铜带构成。线圈采用双通道结构，分为 loop 和 saddle 两个通道。loop 线圈两圈之间的间隙用于放置手术支架。线圈由 4 个部分组成，能在手术支架上反复组装和拆卸，实现多次成像。线圈前端留有一个凹陷，使病人的鼻子能尽量多地露在线圈外面，方便了手术的进行。为了得到较高的 SNR，同时使线圈产生满足脑外科手术要求的轴向成像范围，我们设计的线圈内直径为 230 mm，线圈的轴向长度初定为 240 mm，但这个线圈的轴向长度以及其它尺寸对 MRI 是否合适，需要通过仿真来确定和优化。图 1 是我们设计的脑外科用手术线圈组装在脑外科手术支架上的装配总成图和线圈结构分解图。

2 仿真优化

为了评估线圈的性能，我们对线圈进行了模拟仿真，并对线圈的参数进行优化。

仿真采用的软件是三维电磁仿真软件 ANSYS Ansoft HFSS V12，该软件可采用时域有限差分 (FDTD) 算法来计算电磁场。FDTD 算法是基于有限差分近似的时域麦克斯韦方程组^[11]：

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} - \sigma_m \vec{H} \quad (1)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} + \sigma_e \vec{E} \quad (2)$$

(1)，(2)式中 \vec{E} 和 \vec{H} 分别为电场与磁场强度， \vec{D} 和 \vec{B} 分别是电位移矢量和磁感应强度， σ_m 和 σ_e 分别是磁导率和电导率。(1)与(2)两个矢量方程实际上代表了 6 个标量方程，每一个矢量方程的 x ， y ， z 分量都能构成一个方程。

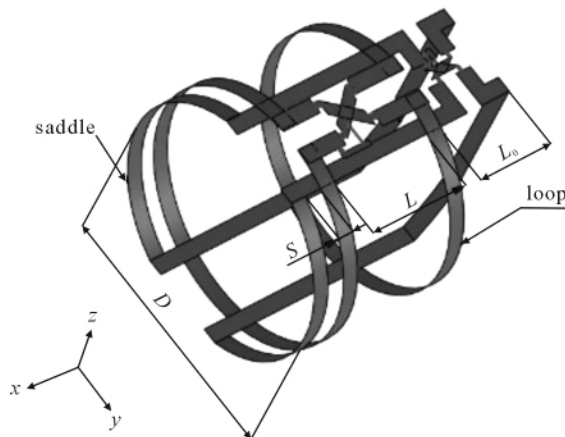


图 2 线圈仿真模型

Fig.2 Simulation model of the coil

图 2 是仿真所用的线圈模型, 仿真中采用的模型结构、尺寸等方面与实际线圈一致, 线圈采用正交方式, saddle 通道后端采用封闭结构, 以进一步提高 SNR. 我们在线圈中心设置了一个大小为 $140\text{ mm} \times 140\text{ mm} \times 140\text{ mm}$ 的填充物体, 填充物质的相对介电常数为 81, 相对磁导率为 0.999 991, 用来模拟人体头部实际情况.

线圈性能的优劣有两个最重要的评价指标: 射频场的均匀性和线圈的 Q 值. 射频线圈产生的 B_1 场越均匀, 接收到的磁共振信号强度也就越均匀, 故能得到一个均匀的图像. 图像的 SNR 和线圈的 Q 值密切相关. 线圈的 Q 值越高, 所得图像的 SNR 也越高. 二者之间有如下关系式^[12]:

$$SNR \propto \sqrt{\frac{\omega_0 \mu_0 Q}{4kTV_{eff} \Delta f}} \quad (3)$$

(3)式中 ω_0 是成像原子在静磁场的共振频率, μ_0 是相对磁导率, V_{eff} 是有效体积, Δf 是反射曲线 3 dB 带宽.

定义某一区域内射频场的均匀度 U (i. e. 图像均匀度), 计算公式如下^[11]:

$$U = (I_{\max} - I_{\min}) / (I_{\max} + I_{\min}) \quad (4)$$

I_{\max} 和 I_{\min} 分别是该区域内信号强度的最大值和最小值, 一个较低的 U 值表征着图像具有较高的均匀性. U 值的大小与感兴趣区域(ROI)的选取密切相关. Armen K 等人^[11]曾经对几种不同的线圈做过实验, 在所得图像中选取了一个面积约占成像区域 45% 的 ROI 来计算均匀度. 实验结果表明, 体线圈的 U 值为 0.287, 表面线圈的 U 值为 0.453, 二者组成的混合线圈 U 值为 0.436.

根据脑外科手术的应用要求, 对比普通 MRI 头部线圈, 该脑外科手术线圈结构有 3 个参数需要重新设计和优化, 分别是线圈的直径 D , loop 线圈沿手术床轴向(图 2 中的 x 方向)的间距 L , loop 线圈与 saddle 线圈前端的间距 S .

手术线圈直径不仅要满足人体头部尺寸要求, 还要求和手术固定支架的尺寸相匹配, 根据上述要求, 手术线圈的直径 D 确定为 230 mm. saddle 线圈后端采用封闭式结构, 有利于提高 SNR, 但手术支架是固定在 loop 线圈之间的, saddle 线圈后端与 loop 线圈后端的间距不宜过长. 因在手术过程中需在头顶预留出一定的空间, 该间距也不宜做的过短, 因此 loop 线圈后端与 saddle 线圈后端距离 L_0 定为 60 mm.

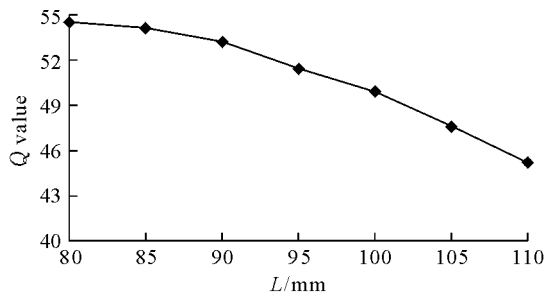


图 3 L 取不同值时对应的 Q 值

Fig. 3 Q values vs. different values of L

手术线圈沿手术床轴向的长度比较长对脑外科手术应用有利, 但太长会增大线圈损耗、降低线圈的填充因子, 从而降低 MRI 图像质量. 我们对 L 从 80~110 mm 进行了仿

真计算，在保证线圈具有较高 Q 值的情况下尽量增长线圈的轴向长度，根据仿真结果，L 值取为 100 mm 是比较合适的。图 3 是 L 取不同值时计算得到的对应 Q 值。

loop 线圈与 saddle 线圈前端的间距 S 对线圈均匀区有较大的影响，需对该参数进行优化。在 L 取定为 100 mm 的前提下，我们对 S 取不同数值进行了仿真计算。在仿真得到的矩形区域 B₁ 场分布图中，我们选取了冠状位中间大小为 14 cm×20 cm 的矩形区域作为 ROI 来计算 U 值，该区域距线圈后端为 2 cm，大小覆盖了冠状位成像范围的 40% 以上。图 4 是 S 分别为 15 mm, 30 mm, 45 mm 时仿真得到的矩形区域 B₁ 场分布图。图 5 是 S 取不同数值时对应的 U 值。仿真结果表明，几种情况下 U 值的最优计算结果为 0.235，对应的参数 S=30 mm。图 6 分别是线圈 saddle 和 loop 线圈前端的间距 S=30 mm 时仿真得到的矢状位(a)，冠状位(b)，横断面(c) B₁ 场分布图。

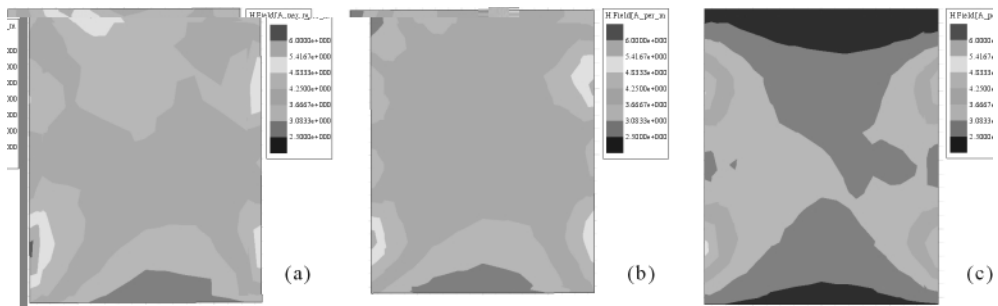


图 4 S 不同的时候 ROI 的 B₁ 场分布。(a) S=15 mm, (b) S=30 mm, (c) S=45 mm
Fig. 4 B₁ field distribution in the ROI. (a) S=15 mm, (b) S=30 mm, (c) S=45 mm

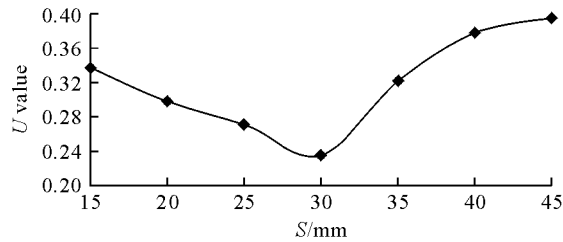


图 5 saddle 与 loop 线圈前端的间距 S 取不同值时 ROI 对应的 U 值
Fig. 5 U values corresponding to different values of S

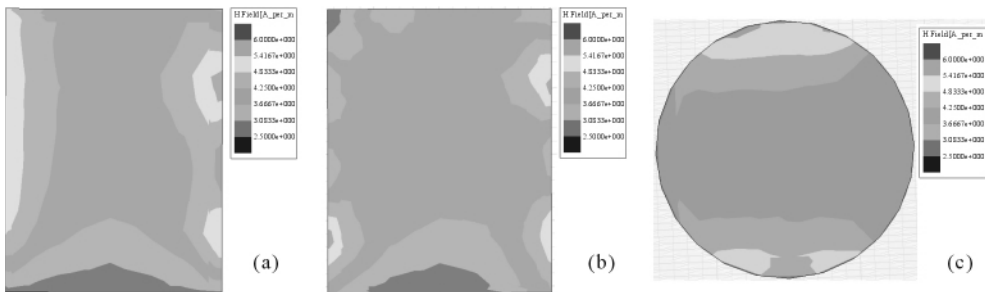


图 6 S=30 mm 时 B₁ 场分布图。(a) 矢状位, (b) 冠状位, (c) 横断面
Fig. 6 B₁ field distribution when S=30 mm. (a) sagittal, (b) coronal, (c) transverse

分析

化后的结果

mm, 线圈内

为了进一步

磁场强度

生产, 型

线圈在

的方形

用于

4.5

8



外科手术中使用的示意图

ilt and its application in cerebral surgery

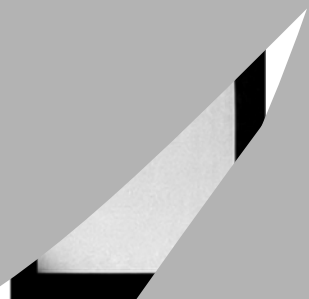


图 8 对水模

Fig. 8

图像的质量可以体现在 SNR 上. MRI 的 SNR 本

是采集两幅连续的图像, 并从 ROI 中获得平均

用这种方法, SNR_{dual} 可用(5)式进行计算^[13]

$$SNR_{dual} = \sqrt{2} \frac{S_1}{\sigma_1}$$

ROI 的信号强度, SD

方法只采

分测试物体的

可以用(6)式进行

$$SNR_{single} =$$

(6)式是单通道线圈的平均信号强度

值. 使用该线圈对水模进行成像的结果

从图 9 可以看出, 图像亮度均匀, 表明

单独使用 loop 通道, SNR 为 36;

单独使用 loop 和 saddle 通道, SNR 为 42, 双通道

大的提升。

除此之外，我们还用这个线圈在脑外科手术中进行了成像。用于获得 T_2 加权像的 MR 参数是：矩阵大小为 256×152 ， $TR=4\ 190\ \text{ms}$ ， $TE=120\ \text{ms}$ ，翻转角 $=90^\circ$ ，层厚 $=7\ \text{mm}$ ， $FOV=200\ \text{mm} \times 250\ \text{mm}$ ， $NEX=4$ 。

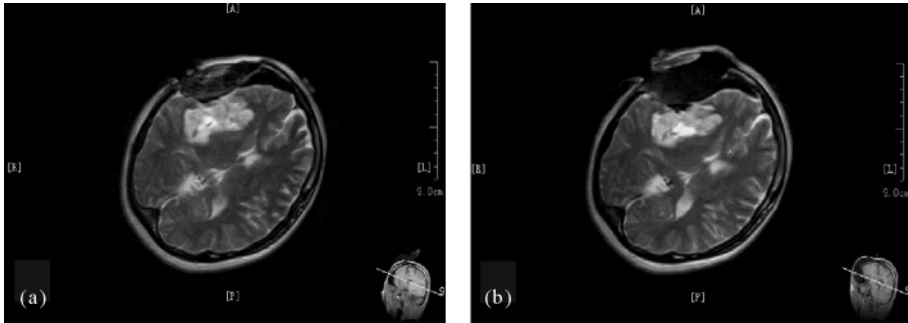


图 9 T_2 加权像。(a) 第 1 次肿瘤切除手术后的 MR 像；(b) 第 2 次肿瘤切除手术后的 MR 像
Fig.9 T_2 -weighted images. (a) the MR image obtained after the first surgical excision,
(b) the MR image obtained after the second surgical excision

在该脑外科手术中，前后一共进行了 3 次肿瘤切除手术，每一次手术过后，线圈被组装到手术支架上进行成像，以验证手术效果。图 9 是对人体头部进行 T_2 加权成像的结果。从图中可以看到，器官清晰可见，成像区域内无暗区，满足手术需要。手术的结果证明了该线圈有着很好的成像能力，对医生实施手术有着很好的帮助。

4 结论

本文根据脑外科手术的特点和需要，设计并研制了一种正交式双通道接收和发射共用 MRI 线圈。该线圈采用可分拆式结构、产生的 B_1 场均匀、成像范围大、成像信噪比高。仿真和人体成像结果表明，该线圈满足脑外科手术的需要。本文设计的射频线圈对 MRI 在脑外科手术中的应用具有重要参考价值。

致谢：感谢东京 NTT 医疗中心的 Morita 博士以及吉田牙科股份有限公司的 Ooguro 博士对完成这项工作的帮助。

参考文献：

- [1] Roberto T B, Ojala R, Kariniemi J, *et al.* Interventional and intraoperative MRI at low field scanner—a review [J]. *Eur J Radiol*, 2005, 56(2): 130–142.
- [2] Jolesz F A, Blumenfeld S M. Interventional use of magnetic resonance imaging[J]. *Magn Reson Q*, 1994, 10 (2): 85–96.
- [3] Lewin J S, Petersilge C A, Hatem S F, *et al.* Interactive MR imaging guided biopsy and aspiration with a modified clinical C-arm system[J]. *AJR Am J Roentgenol*, 1998, 170(6): 1 593–1 601.
- [4] Ladd S C. Whole-body MRI[J]. *C²P*, 2007, 5(2): 8–13.

- [5] Radack D M, Schweitzer M E, Taras J. Carpal tunnel syndrome: are the MR findings a result of population selection bias?[J]. AJR Am J Roentgenol, 1997, 169(6): 1 649–1 653.
- [6] Mondale K, Dai G, Chu A, *et al.* Quantitative MR imaging of carpal tunnel syndrome[J]. AJR Am J Roentgenol, 1999, 172(6): 1 581–1 586.
- [7] Enzo A B, Joseph S G, Brian K R, *et al.* A Transmit-Only/Receive-Only (TORO) RF system for high-field MRI/MRS applications[J]. Magn Reson Med, 2000, 43(2): 284–289.
- [8] Armen K, Mark C A, Kimberly K A, *et al.* Wrist: Improved MR imaging with optimized transmit-receive coil design[J]. Radiology, 2002, 223(3): 870–876.
- [9] Ning Rui-peng(宁瑞鹏), Li Geng-ying(李颀颖). Combination of signals from quadrature MRI receiver coils(磁共振成像的正交线圈数字合成方法研究)[J]. Chinese J Magn Reson(波谱学杂志), 2009, 26(4): 476–483.
- [10] Zhang Xiao-dong(张晓东). Magnetic resonance imaging of non-human primate ischemic stroke models(灵长类中风模型的磁共振成像)[J]. Chinese J Magn Reson(波谱学杂志), 2010, 27(4): 548–561.
- [11] Armen K, Joel P F, Kiaran P M, *et al.* Simultaneous image acquisition utilizing hybrid body and phased array receiver coils[J]. Magn Reson Med, 2000, 44: 660–663.
- [12] Zu Dong-lin(祖栋林). Magnetic Resonance Imaging(核磁共振成像学)[M]. Beijing(北京): Higher Education Press(高等教育出版社), 2004. 149.
- [13] Firbank M J, Coulthard A, Harrison R M, *et al.* A comparison of two methods for measuring the signal to noise ratio on MR images[J]. Phys Med Biol, 1999, 44: 261–264.

A Detachable Interventional Magnetic Resonance Imaging Coil for Cerebral Surgery

QIAO Li-hua¹, WANG Wen-tao², XU Yue³, WANG Wei-min^{3*}

(1. China Resources Wandong Medical Equipment Co., Ltd., Beijing 100016, China;

2. School of Software and Microelectronics, Peking University, Beijing 100871, China;

3. Institute of Quantum Electronics, School of Electronics Engineering and Computer Science, Peking University, Beijing 100871, China)

Abstract: High-quality radio frequency (RF) coils are crucial for clinical magnetic resonance imaging (MRI). However, it is often difficult to achieve a uniform B_1 field and a high SNR simultaneously with traditionally-designed coils. In this article, we present an interventional transmitter-and-receiver RF coil for neurosurgery. This coil adopts a detachable structure that can be assembled and disassembled repeatedly on the neurosurgery gantry to reduce the interference from MRI to surgery. The simulation results and imaging experiments demonstrated that this coil is capable of producing a uniform RF field, a high SNR and a large imaging range simultaneously to meet the requirements of clinical neurosurgery.

Key words: MRI, RF coil, uniformity, signal-to-noise ratio, neurosurgery

* Corresponding author; Wang Wei-min, E-mail: wmw@pku.edu.cn.