

中图分类号 TG5
学科分类号 460.2545

论文编号 163111322
密 级

天津理工大学研究生学位论文

皮质骨钻削中温度分布的预测模型及热影响区的研究

(申请工程硕士学位)

专业学位类别：工程硕士

工程领域：生物材料切削机理研究

作者姓名：李向军

指导教师：胡亚辉 教授

2019 年 1 月

**Thesis Submitted to Tianjin University of Technology for
the Master's Degree**

**Prediction Model of Temperature
Distribution in Cortical Bone Drilling
and Study of Heat Affected Zone**

By
Xiangjun Li

Supervisor
Prof. Yahui Hu

January 2019

独创性声明

本人声明所呈交的学位论文是本人在导师指导下进行的研究工作和取得的研究成果，除了文中特别加以标注和致谢之处外，论文中不包含其他人已经发表或撰写过的研究成果，也不包含为获得 天津理工大学 或其他教育机构的学位或证书而使用过的材料。与我一同工作的同志对本研究所做的任何贡献均已在论文中作了明确的说明并表示了谢意。

学位论文作者签名：李向军

签字日期：2019年1月21日

学位论文版权使用授权书

本学位论文作者完全了解 天津理工大学 有关保留、使用学位论文的规定。特授权 天津理工大学 可以将学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索，并采用影印、缩印或扫描等复制手段保存、汇编，以供查阅和借阅。同意学校向国家有关部门或机构送交论文的复本和电子文件。

（保密的学位论文在解密后适用本授权说明）

学位论文作者签名：李向军

导师签名：胡五辉

签字日期：2019年1月21日

签字日期：2019年1月21日

摘要

骨钻削是医疗骨外科以及整形外科手术中的一项基本操作，在钻削过程中不可避免会产生大量的热量。而骨钻孔属于半封闭式加工，并且皮质骨的传热系数较低，这会使钻孔附近热量聚集，温度升高。较高的温度会使钻孔附近骨组织产生热损伤，严重热损伤则会导致骨坏死，这违背了骨科手术的初衷，故获取皮质骨钻削区的温度分布对医疗骨外科手术有重要意义。考虑到目前的测温方法无法准确获得皮质骨钻孔区附近的温度分布，因此，本文基于传热学理论建立了皮质骨钻削过程中的温度分布数学模型，并采用有限元软件（ABAQUS）动态模拟了皮质骨钻削过程，分析了皮质骨钻削过程中的温度分布及其热影响区，该论文研究的主要内容如下：

（1）通过分析皮质骨钻削过程中热量的分布与来源，得到皮质骨钻削过程中的热源模型及其运动规律，基于此建立了皮质骨钻削过程中的导热微分方程，并给出了求解的单值性条件。

（2）运用热源法求解了静止点热源的温度分布，进而推导了其移动点热源的温度分布，最终得到皮质骨钻削过程中的温度分布预测模型，并应用共轭梯度法，反演推导了皮质骨钻削过程中的能量分配系数。

（3）搭建了皮质骨钻削试验平台，验证建立的皮质骨钻削过程中的温度分布预测模型，并根据预测模型分析了沿不同深度和不同径向距离的皮质骨温度分布规律以及不同钻削条件（主轴转速、进给速度、钻头直径）对皮质骨钻削温度的影响。

（4）定义了热影响区，基于 ABAQUS 建立了皮质骨钻削的三维有限元模型，动态模拟皮质骨钻削过程并观测其温度变化规律与热影响区，结合建立的温度预测模型计算了特定钻削条件下的热影响区。

关键词：皮质骨钻削 热源法 预测模型 温度分布 热影响区

Abstract

Bone drilling is a basic operation in medical orthopedic surgery, and it is inevitable that a large amount of heat will be generated during the drilling process. Bone drilling is a semi-closed process, and the heat transfer coefficient of the cortical bone is low, which causes heat accumulation near the borehole and temperature rise. Higher temperatures can cause thermal damage to bone tissue near the borehole, and severe thermal damage can lead to osteonecrosis, which is contrary to the original intention of orthopedic surgery. Therefore, obtaining the temperature distribution of the cortical bone drilling area is of great significance for medical bone surgery. The current temperature measurement method can not accurately obtain the temperature distribution near the cortical bone drilling area. Therefore, based on the heat transfer theory, the mathematical model of temperature distribution prediction in the process of cortical bone drilling is established, and the finite element software (ABAQUS) dynamic simulation is used. The cortical bone drilling process was carried out, and the temperature distribution and heat affected zone during the cortical bone drilling process were analyzed. The main contents of the paper are as follows:

(1) By analyzing the distribution and source of heat in the process of cortical bone drilling, the heat source model and its motion law in the process of cortical bone drilling are obtained. Based on this, the thermal differential equation in the process of cortical bone drilling is established and the solution is given Single value condition.

(2) The heat source method is used to solve the temperature distribution of the static point heat source, and then the temperature distribution of the moving point heat source is derived. Finally, the temperature distribution prediction model in the cortical bone drilling process is obtained, and the cortical bone drill is derived based on the conjugate gradient method inversion. The energy partition coefficient during the cutting process.

(3) A cortical bone drilling test platform was built to verify the temperature distribution prediction model during the cortical bone drilling process. According to the prediction model, the cortical bone temperature distribution along different depths and different radial distances and different drilling conditions were analyzed. Spindle speed, feed rate, drill diameter) effects on cortical drilling temperature.

(4) The heat affected zone was defined. Based on ABAQUS, a three-dimensional finite element model of cortical bone drilling was established. The cortical bone drilling process was simulated dynamically and its temperature variation law and heat affected zone were observed. The established temperature prediction model was used to calculate the specific drilling conditions. Under the heat affected zone.

Key words: Cortical bone drilling, Heat source method, Prediction model, Temperature distribution, Heat affected zone

目录

第一章 绪论.....	- 1 -
1.1 研究背景与意义.....	- 1 -
1.2 钻削温度测量技术的研究现状.....	- 2 -
1.3 国内外钻削温度场的研究现状.....	- 6 -
1.4 本课题的主要研究内容.....	- 9 -
1.5 本章小节.....	- 10 -
第二章 皮质骨钻削温度场分析及数学建模.....	- 11 -
2.1 钻削温度的产生机理与影响因素.....	- 11 -
2.1.1 切削热的来源与传导.....	- 11 -
2.1.2 钻削温度的影响因素.....	- 12 -
2.2 钻削温度场导热微分方程的建立.....	- 13 -
2.2.1 传热学基本定律.....	- 13 -
2.2.2 导热微分方程的建立.....	- 14 -
2.2.3 钻削温度场的单值性条件.....	- 15 -
2.3 皮质骨钻削温度场数学模型的建立.....	- 16 -
2.3.1 皮质骨钻削过程的热源分析.....	- 16 -
2.3.2 皮质骨钻削过程中的传热学模型.....	- 18 -
2.3.3 移动点热源的温度场分布.....	- 19 -
2.4 皮质骨钻削温度场模型参数的确定.....	- 21 -
2.5 本章小结.....	- 24 -
第三章 皮质骨钻削温度场试验验证与分析.....	- 25 -
3.1 皮质骨钻削试验准备.....	- 25 -
3.1.1 试验材料准备.....	- 25 -
3.1.2 皮质骨钻削中测温试验装置.....	- 26 -
3.1.3 皮质骨钻削试验平台的搭建.....	- 28 -
3.2 试验方案设计.....	- 29 -
3.3 试验结果与分析.....	- 31 -
3.3.1 模型加载参数.....	- 31 -
3.3.2 皮质骨钻削温度变化规律分析.....	- 31 -
3.3.3 模型验证.....	- 33 -
3.4 本章小节.....	- 38 -
第四章 不同钻削条件下皮质骨热影响区的研究.....	- 40 -
4.1 皮质骨钻削的有限元模型的建立.....	- 40 -
4.1.1 有限元软件介绍.....	- 40 -

4.1.2 几何模型建立及材料属性设置.....	- 41 -
4.1.3 接触条件设置.....	- 42 -
4.1.4 载荷加载及网格划分.....	- 42 -
4.2 皮质骨钻削仿真模型的验证.....	- 44 -
4.3 皮质骨热影响区的分析.....	- 45 -
4.3 不同深度处的皮质骨温度分布.....	- 47 -
4.5 本章小节.....	- 49 -
第五章 结论与展望.....	- 51 -
5.1 研究结论.....	- 51 -
5.2 研究展望.....	- 51 -
参考文献.....	- 53 -
发表论文和科研情况说明.....	- 57 -
致谢.....	- 58 -

第一章 绪论

1.1 研究背景与意义

皮质骨是形成骨骼的重要骨组织之一，属于骨头外部一层致密的有韧性的结构，负责骨骼的一些主要功能，如支撑身体、保护器官等。图 1.1 所示为骨材料的结构，可见皮质骨钻削对于骨折治疗、骨钉定位、整形重建以及涉及人类骨骼的外科手术有重要的作用，骨科手术通常需要进行钻削，因此骨钻削已成为医疗骨科手术中一项基本的临床操作^[1,2]。近年来，骨钻削的研究引起了广泛关注，包括对骨材料属性的研究、骨力学模型的构建以及钻孔过程中骨的动力学变化、模拟皮质骨钻削过程并对钻削完成后骨孔裂纹的表面质量进行分析，其中研究的一个重要方面就是钻孔中热量分布^[3]。虽然骨外科手术的成功取决于许多因素，并且大部分的因素都是由所采用的特定技术决定的，但常常低估的一个因素是钻孔处热量集中可能导致骨坏死^[4,5,6]，并随着临床医学的发展，人们越来越关注术后恢复以及恢复周期，钻削热量是影响骨组织初期恢复最主要的因素之一。

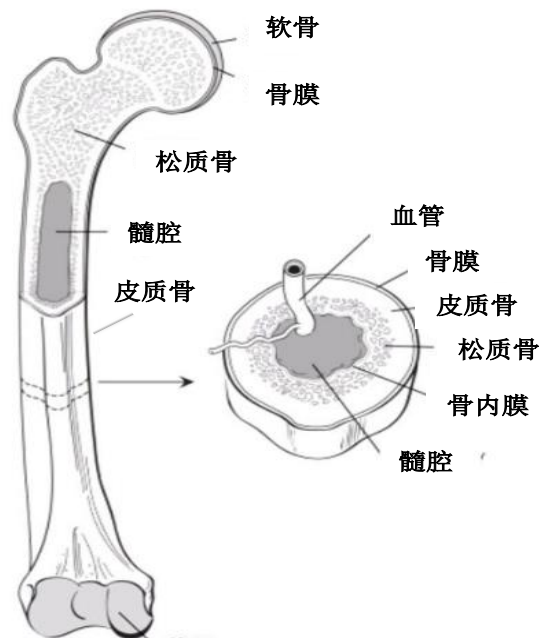


图 1.1 骨材料的结构

Augustin、Pandey 和 Bertollo 等人对骨骼钻削过程中温度升高作出了全面综述^[7,8,9]，结果显示：当温度在 47°C 下持续 1min 时，会引起皮质骨的热坏死；当温度超过 56°C 时，骨骼就会发生不可逆转的损伤；而当温度达到 70°C 以上骨组织会立即坏死。目前，学术

界普遍将 47°C 作用 1min 定义为人骨的热坏死阈值, 50°C 是骨骼保持生物活性而不发生热坏死的极限^[10]。可见骨组织对温度较为敏感, 在医疗骨科手术中, 刀具与骨组织剧烈摩擦不仅会对骨组织造成机械损伤, 而且钻孔中不可避免会产生大量的热量, 尽管血液和组织液会起到降温作用, 切屑也会带走部分热量但切削刃附近的温度依然很高, 但过高的温度会导致热性骨损伤, 严重的热性骨损伤则会导致骨坏死。除此之外, 骨钻孔过程呈半封闭加工状态, 而骨组织属于具有生物活性的脆性材料, 其热传导率较低, 致使热量不容易从骨孔位置散发出去, 这增加了发生热损伤的风险。

目前, 大多数研究人员试图通过改进刀具结构和切削条件来降低切削温度, Vishal Gupta 等^[11]通过实验发现采用金刚石涂层的空心刀具与普通麻花钻相比能显著降低钻削温度, 江汪彪等^[12]根据仿生摩擦学理论在刀具上加工微织构, 通过实验证实了微织构刀具能降低切削温度, S.Sezek 等^[13]应用有限元技术模拟了皮质骨钻削过程, 并探讨了主轴转速、进给量、钻头直径等因素对钻削温度的影响。超声振动辅助加工是机械领域有效降低切削温度、切削力的方法之一, 因此也被引入到医疗骨科手术中。张月等^[14]总结了超声振动切削在皮质骨钻削中的应用, 并从切削力、切削温度、切屑形成及切削后骨的表面粗糙度三个方面的阐述超声振动在皮质骨材料加工方面的优势。但上述研究缺乏对皮质骨钻削温度场及其分布的研究, 一部分学者通过实验法测量皮质骨钻削过程中温度分布, 虽然测量结果较为可靠, 但当钻削条件发生改变或刀具进行更换时就需要重新测量, 不具备通用性。其次, 基于当前测量技术的局限性, 很难得到热坏死高频区(骨孔附近)的温度。通过测量仪器得到的孔壁等特定位置的钻削温度对预防热损伤是不够的, 我们希望得到一些临界阈值或具有普遍性的皮质骨温度分布规律。

综上所述, 研究皮质骨钻削温度分布规律并推导一个准确预测皮质骨钻削过程中温度分布的数学模型具有重要意义。本文是在传热学理论与材料切削理论的基础上, 建立了皮质骨钻削的三维热传导模型, 并求解了皮质骨的温度分布, 在此基础上, 分析了主轴转速、进给速度和钻头直径对钻削温度的影响。目的是获取钻孔附近的皮质骨温度变化并分析骨组织可能存在的热损伤, 用来降低骨坏死的风险, 并为研究皮质骨钻削温度分布提供试验模型。这将大大减少钻削温度测量实验, 节约时间成本, 并对常规测温仪器测量不到的位置提供准确的预测。最终为医疗骨外科手术提供重要的参考。

1.2 钻削温度测量技术的研究现状

在机械制造领域, 金属切削加工是最重要的方法之一。金属切削加工过程中不可避免会产生大量的切削热, 而切削热引起切削温度上升, 这无论对机床、刀具, 还是工件都会有影响, 过高的切削温度会造成刀具变形、应力分布不均等问题进而得到的产品表面质量差、精度低、磨损严重和裂纹产生。因此, 对材料加工中温度监测技术的研究历史悠久。而针对本文中所研究的骨材料, 因其具有对高温敏感性以及生物活性的特点, 这使在钻削加工过程中温度的监控显的尤为重要。关于切削温度的测量方法包括接触法、非接触法以及间接法三大类, 其中接触法包括自然热电偶法、人工热电偶法、半人工热电偶法; 非接触法包括光和热辐射法和红外热像仪法; 间接法包括光纤测温法和扫描电

镜法。研究人员试图使用各种技术监测去除材料加工过程中温度变化，M.A.Davies 等^[15]总结了切削温度的测量历史，详细描述了各中测量方法的原理并指出针对电火花切割、钻孔等加工时，可通过设计新的测量方法规避测量困难；陈雷明等^[16]学者对比研究了这几种测温法的优缺点，提出应根据具体的情况选取测试方法，并应用反推法为实验中测得的数据提供了理论基础。切削测温技术的分类及其发展史如图 1.2 所示。

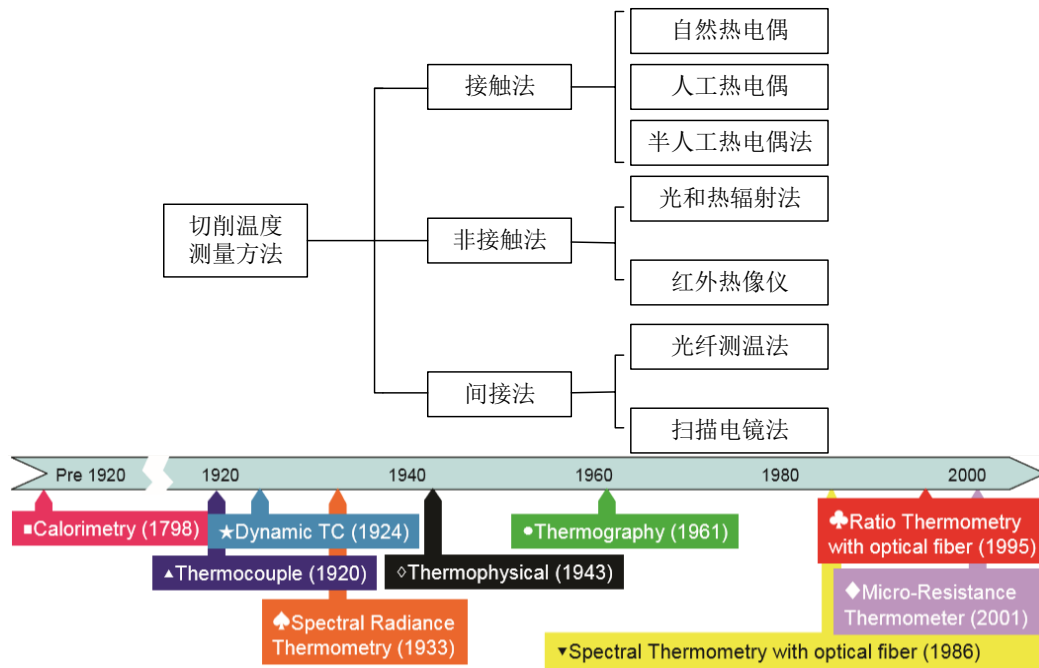


图 1.2 切削测温技术分类与发展史

目前，通常使用红外热像仪法和热电偶法记录骨骼钻削中的温度。红外热像仪成像是一门利用光电器件来控制和测量辐射，并建立辐射与表面温度之间相互联系的科学，其工作原理依据的是斯蒂芬-波尔兹曼定律： $E = \epsilon \sigma T^4$ ，其中 E 为物体辐射单元单位面积的辐射能量； ϵ 为物体辐射单元表面辐射率； σ 为斯蒂芬-波尔兹曼常数； T 为物体辐射单元的表面温度。红外热像仪运用便捷、测量精度高、分辨率高并在实际应用中可存储数据，进行计算机处理，但其工作原理决定了它只能测量表面温度。

Aleksa Markovic 等^[17]使用红外热像仪记录了钻削牛肋骨时骨孔附近的温度分布，并使用 IRIBIS 后期处理软件进行数据处理，试验装置和热成像结果显示如图 1.3 所示。结果表明，使用外科手术钻孔导向器比常规钻孔有更高的局部温度，但不超过骨坏死的阈值；钻孔导向器的使用效果仅在钻削完成后的骨壁的表面质量上显著，并发现与室温生理盐水（25℃）相比，5℃的生理盐水在骨孔深处冷却更有效。

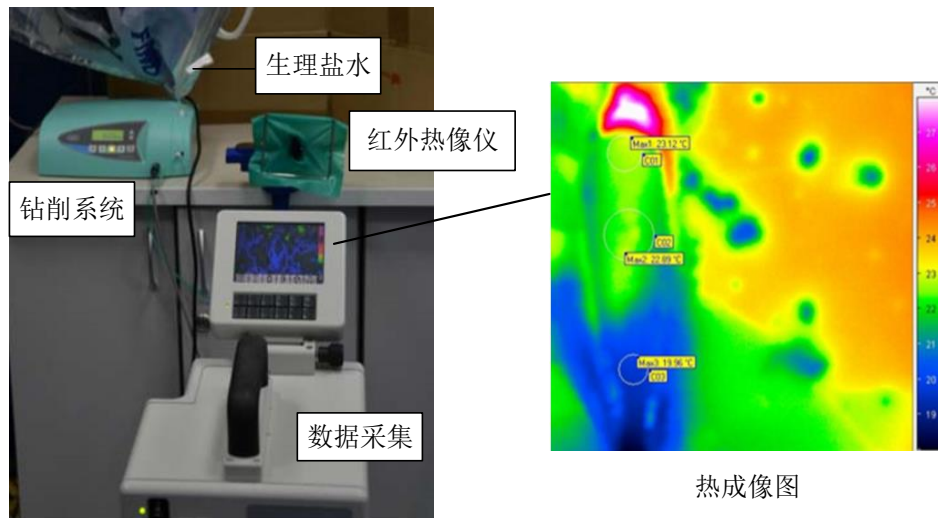


图 1.3 红外热像仪测温试验装置与热成像结果

Arne Feldmann 等^[18]研究了正交切割皮质骨的加工原理，并运用红外热像仪记录了切削过程中皮质骨的温度变化。结果显示，当刀具前角较大，且切削深度较大时能显著降低温升和切削力，并应用线性断裂力学理论解释了切削深度对切削力与切削温度的非线性影响，骨的温升与切削力呈强相关（ $R^2 = 0.8679$ ）。

苏哩莉等^[19]使用处理后的新鲜猪骨样品进行钻削实验，用红外热像仪记录钻削过程中的温度变化，并设计中心复合实验研究钻削参数（主轴转速、进给速度、转头直径）对钻削温度的影响。结果表明，在低主轴转速范围内（ $< 1000\text{rpm}$ ），钻削温度随着钻头直径和主轴转速的增加而增大；随进给速度的增大而减小。

热电偶法是基于热点效应，即将两根不同的金属丝或合金丝端点彼此连接形成闭环，当两接触点存在温度差时，回路中将产生温差电动势，根据金属（合金）丝的材料建立热电势与温度的函数关系，进而推断被测温度。热电偶测温因其直接接触被测物体，测量较准确；其跟换金属材料可改变测量量程，测量范围较宽但热电偶只能测量特定位置的温度，无法得到局部的温度分布且其直接接触被测物体，可能存在破坏固有温度场的风险。

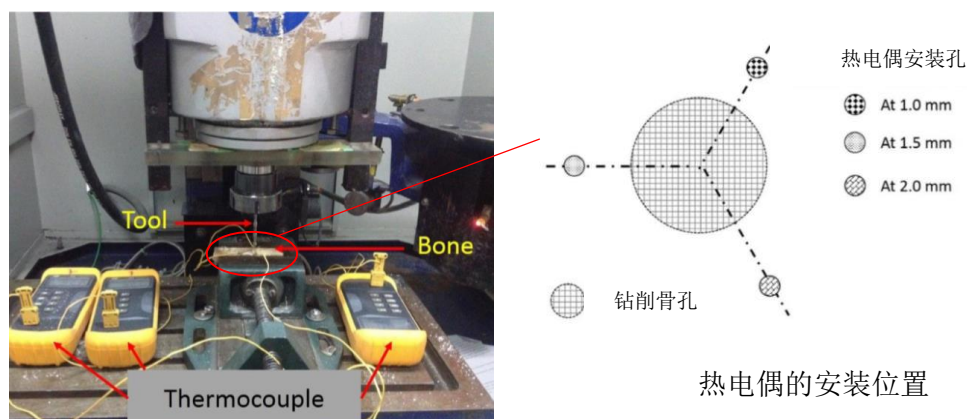


图 1.4 骨钻削实验测温平台及热电偶安装位置

Vishal Gupta 等^[20]对猪骨进行钻孔试验，通过嵌入式热电偶法测量钻孔期间的温度，其实验装置与热电偶分布如图 1.4 所示。结果显示，金刚石涂层的中空刀具相比于常规麻花钻能显著降低钻削温度，并随着钻孔周边径向距离的增加温度不断降低；同时，当主轴转速、进给速度以及钻头直径较小时产生的钻削温度较低；而进给速度由 10-40mm/min 变化时，钻孔温度升高。

H.C.Shin 等^[21]使用红外温度计测量新鲜研磨骨的表面温度，并用移动平面热源法推导出最高温度以及温度分布。其骨钻削的试验装置与推算得到的温度分布如图 1.5 所示。结果表明，在无冷却条件下骨铣削过程中最高温度可能上升至 100℃ 以上，估算的最高温度从 41℃ 变化到 115℃，并且热损伤可能高达 1.9mm；当进给速度增加并且切削速度减小时，可以有效减少骨铣削过程中的热损伤。

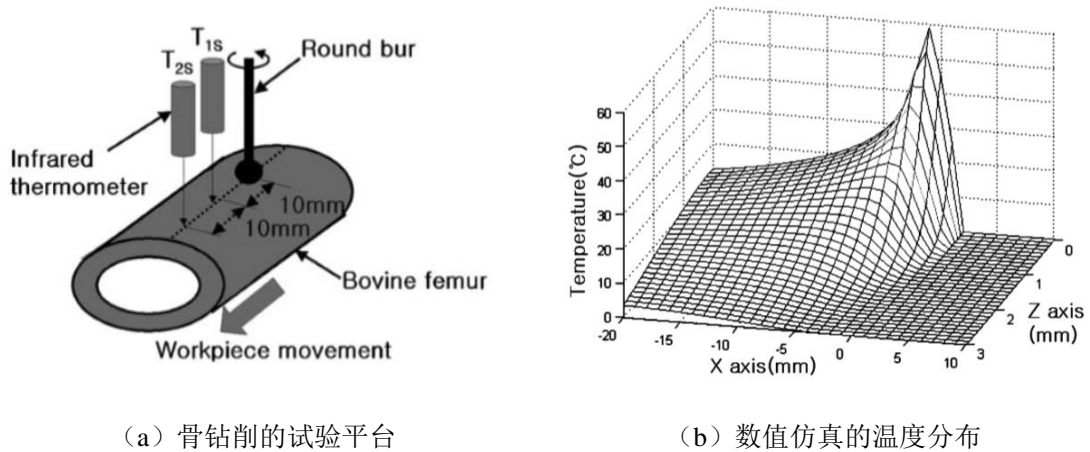


图 1.5 骨钻削的试验平台及推算的温度分布

Toma Udiljak 等^[22]在径向距离骨孔壁 0.5mm，深度为 3mm 处埋入热电偶记录钻削过程中的温度，并采用 Kistler Type 9257B 采集钻削过程中的切削力。在采集的数据基础上，建立了钻削参数（切削速度、进给速度）和温度的预测模型，分析了钻削参数对皮质骨温度的影响。其中钻削速度对轴向力影响较小，对钻削温度影响较大；钻削速度增加温度相应升高，而进给速度则呈现相反的趋势；其次，发现高速度的骨钻孔也是可取的，因为钻孔过程的持续时间明显缩短，相应的产生高温对骨头的时间接触时间缩短，也会降低骨坏死的可能性。

国内学者刘森等^[23]基于有限元仿真技术建立了骨切削的有限元模型，仿真模拟了皮质骨的动态切削过程，搭建了皮质骨铣削试验平台并通过使用半人工热电偶记录皮质骨钻削过程中的温度变化，证实了有限元模型的准确性，并发现进给速度增加切削温度将降低，主轴转速和切削厚度的增大则会使温度升高，依据仿真结果，应用最小二乘回归算法得到了骨切削力预测模型。宋金榜等^[24]应用红外热像仪测量记录了皮质骨钻削过程中的温度变化，研究钻削参数对钻削温度的影响，其试验测温装置示意图以及钻削温度与钻削参数的变化规律如图 1.6 所示。

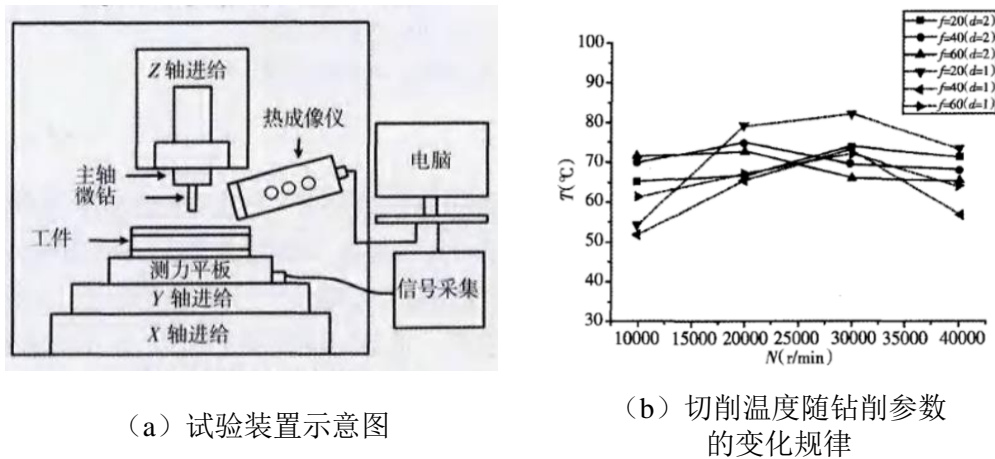


图 1.6 钻削试验装置及结果分析

1.3 国内外钻削温度场的研究现状

针对皮质骨钻削温度的研究仅仅局限于试验测量手段是远远不够的。从过往的研究以及目前测量技术的应用程度，通过测量手段仅能够得到固定位置或表面反射的温度，而在钻削过程中，最高温度往往出现在刀具与材料接触部分，这个位置的温度难以通过测量手段获得。对于具有生物活性的骨材料钻削试验的研究，其最高温度出现位置及骨坏死发生的高频区。因此，针对皮质骨钻削过程中温度场分布的研究具有重要意义。大量的国内外学者对加工中工件与刀具的温度分布进行研究，其中包括热量产生机理、传导的途径、导热微分方程的建立与求解以及温度场理论的分析等。近年来，随着计算机发展各种用于仿真模拟软件的开发，模拟仿真技术被用来研究加工过程中的温度分布，其应用大大节约了时间、成本并且模拟结果的可进行后期数据处理。目前，求解切削加工过程中温度分布的方法主要有数值法和解析法两大类，其中数值法包括有限元法、边界元法、有限差分法、分子动力学模拟法等。数值法建模相对简单，对复杂系统的建模不需要大量的简化与条件约束，仿真的结果相对准确故数值法求解应用相对广泛，但数值法也存在不足，比如有限元法在模拟机械加工复合材料的过程中，对复合材料的温度场模拟计算方面就存在缺陷，其次数值法无法准确解释系统的理论机制，而解析法能弥补这方面的不足，因此，解析法也被研究人员使用。

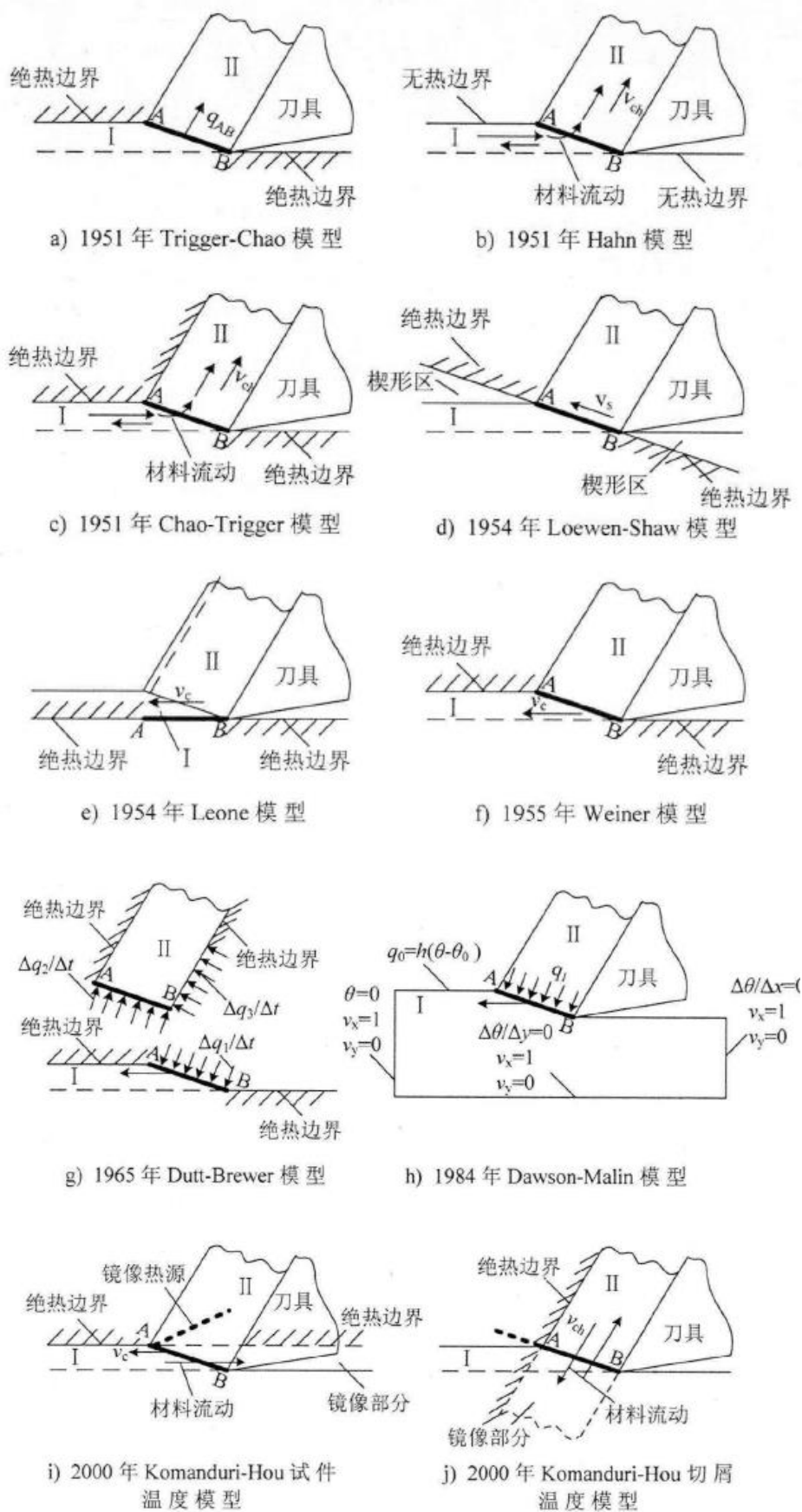


图 1.7 二维温度理论模型

钻孔过程属于半封闭加工式加工，该特性决定了其热量分配比例异于常规的切削加工。因此，对钻削温度场的研究，一般集中在二维层面并以刀具-切屑接触面的摩擦热和剪切面热源假设为基础理论，目前应用最经典的移动热源理论是 Jaeger 基于摩擦系数理论基础建立的^[25]。二维切削温度的理论模型的发展如图 1.7 所示，其中这一系列模型中以 Trigger-Chao、Hahn、Loewen-Shaw 等的切削温度模型较为准确^[26,27,28]。

J.S.Agapiou 等^[29]基于半无限大体建立了用于计算任意点钻头的瞬态和稳态钻削温度的模型，并用依据瞬态分析划分了钻头，切屑和工件之间的热量分配，采用两种热电偶方法（标准焊接热电偶和嵌入式热电偶）验证了计算温度与实验测量温度的一致性，证实了该温度预测模型的可靠性；拉夫堡大学 K.Alam 等^[30]采用有限元软件 ABAQUS 建立了皮质骨的钻削仿真模型并分析皮质骨的温度分布，其钻削本构模型选用了 Johnson-Cook 模型，研究显示该模型能准确反应应变率硬化特性以及温度变化特性；Yuan-Kun Tu 等^[31]建立了骨钻削的三维有限元模型并仿真分析了钻削过程中骨骼的温度分布，根据建成的钻削实验平台进行实验，测量得到的温度推导骨温升的经验公式，比较发现其数值结果与有限元模拟的结果之间的最大差距小于 3.5%，并根据有限元模型模拟了骨材料热影响区的分布与主轴转速的关系，如图 1.8 所示。国内学者也对温度场分布进行了大量研究，其中李健等^[32]分析了钻削 CFRP/Ti 叠层结构中热量分布，推导了热流密度，依据傅里叶导热定律建立了该复合材料的温度场模型，并用有限元差分法求解该模型，最后，通过实验数据验证了 CFRP/Ti 叠层结构温度场分布的正确性；大连理工大学朱国平等^[33]分析了钻削 C/E 复合材料热来源，在对导热模型理想化的基础上建立了导热微分方程，采用有限元差分法进行求解建立的导热微分方程，并依据其求解过程解释了进给速度、钻削深度、边界条件等因素对钻孔内壁表面质量、钻削温度的影响关系。哈尔滨工业大学吴健等^[34]基于钻削等效效应，将材料去除过程中起主要作用的主切削刃和横刃离散为多个小单元，然后针对每个单元采用二维温度理论计算，计算过程发现其约束条件多，且运算及其复杂不方便，此外，Deform 2D 有限元软件用来模拟钻削温度仿真，发现其结果与实验值接近。

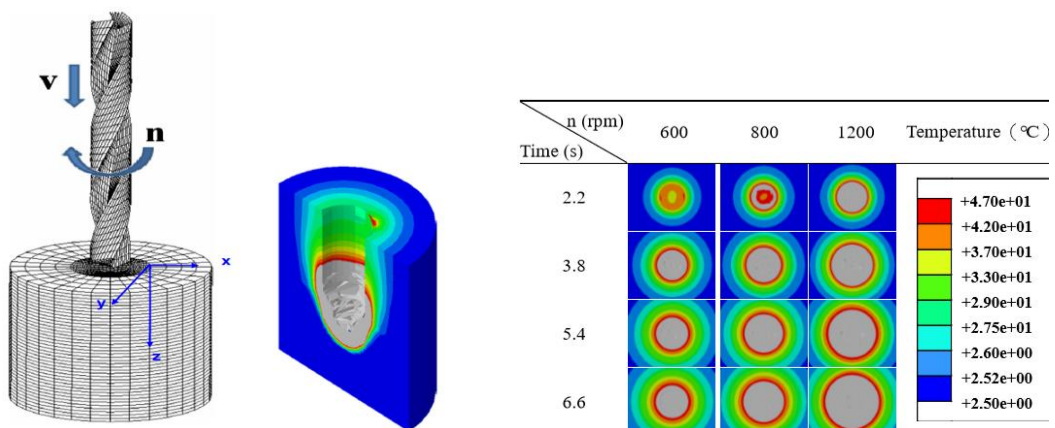


图 1.8 三维钻削模型及热影响区变化规律

1.4 本课题的主要研究内容

文章的主要内容包含以下五部分。

第一部分：查阅相关资料，综述了国内外关于温度测温技术和皮质骨钻削温度场的研究现状和存在的问题。

第二部分：根据材料切削理论分析了切削热的来源及传导，并探讨了钻削温度的影响因素，基于传热学基础，推导了皮质骨钻削过程中的导热微分方程，依据钻削环境给出了及理想化条件给出了其求解的单值性条件；分析了皮质骨钻削过程中的热源形状及运动规律，依据热源法从求解静止点热源的温度分布入手，进而推导其移动点热源的温度分布，最后求解得到皮质骨钻削过程的温度分布。

第三部分：搭建了皮质骨钻削试验平台，设计试验验证建立数学模型的准确性，分析了不同钻削条件下，皮质骨沿深度以及径向的温度分布规律；通过共轭梯度法反演求解了皮质骨钻削温度预测模型中的能量分配系数；

第四部分：搭建了皮质骨钻削的三维有限元模型，并通过试验验证模型的准确性。

第五部分：模拟皮质骨钻削过程中的温度分布，并观察热影响区变化，通过皮质骨温度预测数学模型计算了特定钻削条件下热影响区。

其研究流程如图 1.9 所示。

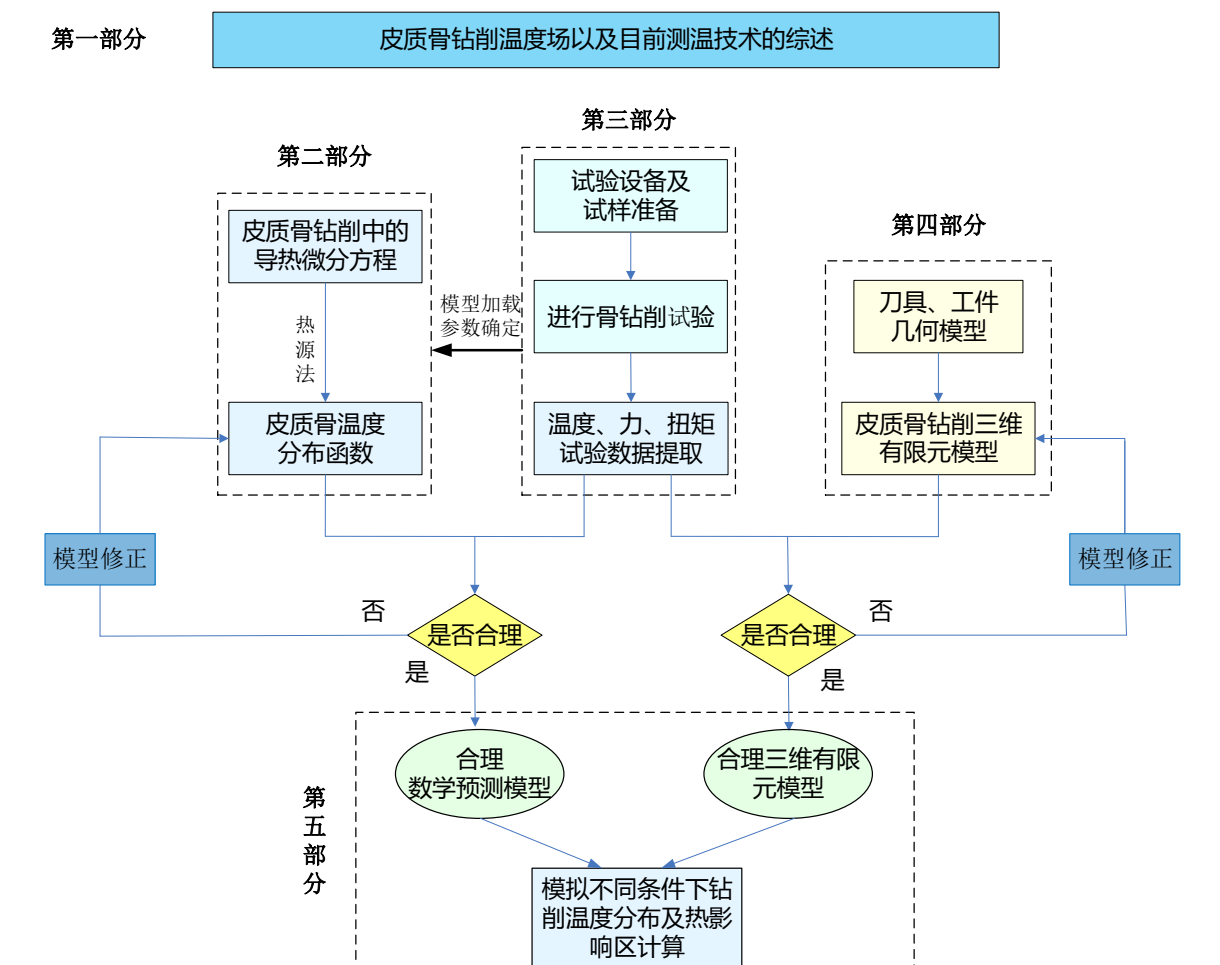


图 1.9 研究流程图

1.5 本章小节

本章首先简单介绍了课题研究的背景与意义,其次阐述了目前国内外关于测温技术以及钻削温度场的研究现状和存在的问题,最后对本文的研究内容进行了简明扼要的概括。

第二章 皮质骨钻削温度场分析及数学建模

皮质骨钻削是属于半封闭式加工过程，切屑不易排出，这将避免不了产生大量的热量，会使钻削过程中皮质骨的温度过高，导致其自身及邻近组织产生骨坏死的风险。通过上一章节，我们了解到现行的测温手段仅仅能得到特定位置的温度，这对研究骨组织热损伤是远远不够的。因此，从理论上分析皮质骨钻孔过程中的温度场分布能够更加充分的获得皮质骨的热损伤范围。本章基于材料切削理论和传热学基础，分析了皮质骨钻孔过程中切削热源的来源以及传递，并建立了皮质骨钻孔过程的三维热传导微分方程，在半无限大基础上，采用热源法对导热微分方程进行了求解。

2.1 钻削温度的产生机理与影响因素

2.1.1 切削热的来源与传导

传统材料加工领域中，因钻削加工的复杂性导致对切削温度的研究远没有二维切削成熟。尽管钻孔是一个三维的钻削加工过程，但依据钻削的等效效应，可将参与主要材料去除的主切削刃和横刃离散为多个小单元刃，针对小单元刃可采用二维切削温度理论分析，这样就将复杂的钻削问题简化为多个单元刃的二维切削问题，如图 2.1 所示。二维切削的实质是工件材料在刀具的挤压作用下发生剪切滑移变形去除材料。因此根据能量守恒定律，皮质骨钻孔过程中产生的热量主要来源于以下三个切削变形区。

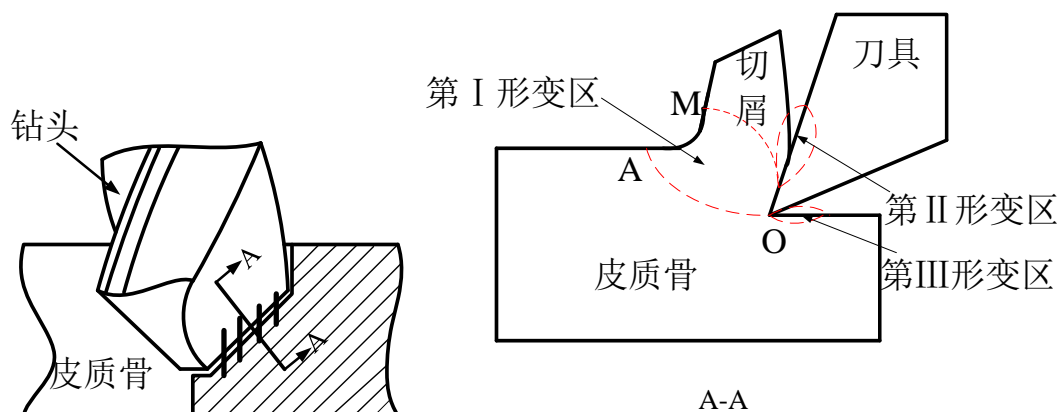


图 2.1 皮质骨钻削热的产生

第I变形区（剪切滑移变形区），OA 为初始滑移线，皮质骨开始由弹性变形向塑性变形过渡，随着刀具的运动，当到达 OM 线时，皮质骨材料脱离，其热量主要来源于刀具克服皮质骨材料剪应力做的功；

第II变形区（纤维化变形区），刀具前刀面与皮质骨切削过程中挤压产生的平行于前刀面的摩擦力，其热量来源于摩擦产生的热量；

第III变形区（纤维化与加工硬化变形区），在考虑刀具磨损的前提下，刀具后刀面与已加工表面间存在正压力与摩擦力，故该区域的热量来源主要是刀具与已加工表面的摩擦热，产生的热量较少。

从皮质骨的切割过程来看，骨钻削过程中热量主要来源于皮质骨克服变形所产生的热量以及钻削过程中存在的摩擦产生的热量，即第I变形区并且本研究针对的是医用钻削皮质骨，对刀具要求较高，磨损产生的已加工表面摩擦热较少，故接下来的研究中第III变形区产生的热量忽略不计。钻削产生的热量集中则会导致钻削温度上升，过高的钻削温度会使皮质骨热损伤的风险增大。因此，研究过程中对钻削热量传递的分析必不可少。

热量的传递方式主要有热传导、热对流和热辐射三种。其中热传导主要是指热量在固体介质中传递是由高温部分流向低温部分；热对流指在流体介质（空气、液体）中，流体中质点颗粒发生相对位移而引起的传热过程；热辐射则存在于所有物体中，热量以电磁波的形式向四周辐射扩散的过程。而在皮质骨钻孔的过程中，因热对流和热辐射散失的热量相对较少，故文章研究中予以忽略。皮质骨钻孔中热量传递主要是以热传导进行。

2.1.2 钻削温度的影响因素

关于钻削温度的影响因素主要从产热以及散热两方面入手，由上节对钻削热的产热机理以及热量的传递方式的分析，我们可以知道：皮质骨钻削过程中热量主要来自于皮质骨材料在刀具作用下发生弹塑性变形所消耗的功以及切削刃与前刀面、已加工表面与刀具后刀面摩擦所做的功，其中钻削热量主要分配在刀具、皮质骨工件材料以及切屑上。因此，可以从两方面降低钻削热量，一是减少产生的热量，二是加快散热过程，而影响这两方面的因素包括工件材料属性、刀具的几何参数、切削用量、刀具磨损状况以及加工过程中是否添加切削液。

（1）工件材料的影响：工件材料的属性不同则相同钻削条件下的切削温度不同，这是因为当工件材料的强度、硬度较高时，钻削过程中刀具克服工件材料变形，消耗的切削功较大进而能量转换产生的热量就多，并且当工件材料的导热系数较低时，切削区热量传递较慢，这会使热量集中导致钻削温度上升。

（2）刀具几何参数的影响：刀具前角和主偏角对切削温度的影响较大，前角较大时，切削变形减小，切削力减小因此切削消耗产生的热量减少，而当主偏角较小时，刀头体积增大故散热加快，进而切削温度降低。

（3）切削用量的影响：切削用量的影响主要是通过其三要素（切削速度、背吃刀量、切削深度）进行，其中切削速度，背吃刀量影响工件材料的去除速率，切削速度增大，背吃刀量增大，相同时间内去除工件面积增大，摩擦和切削变形消耗的功增大，故产生的热量增大。学者孙建波等^[35]通过极差法分析了切削用量对钻削温度的影响程度，结果表明，切削速度影响最大，其次是进给量，最后是切削深度。

(4) 刀具磨损的影响：切削深度随刀具磨损而逐步增高，研究所用刀具材料为医用麻花钻，对刀具磨损有严格的控制，故本研究中刀具磨损对切削温度的影响较小。

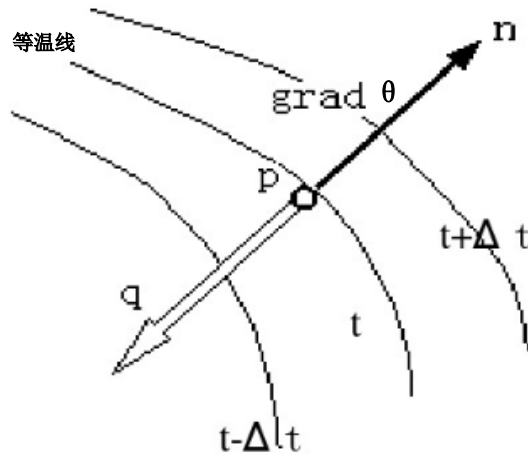
(5) 切削液的影响：使用切削液一方面可以起到润滑作用降低钻削过程中的摩擦热，另一方面切削液的流动可带走部分热量这利于散热，故是否使用切削液影响切削温度的高低。

2.2 钻削温度场导热微分方程的建立

2.2.1 传热学基本定律

在皮质骨钻孔过程中，钻削热量会分配到刀具、皮质骨、切屑，其中钻削热量以温度变化的形式呈现，而在时域、空间域中的温度分布称为温度场。钻孔过程中，空间内的温度场是不稳定的，因此温度场的分布可以表示为时间和空间的函数，如式 2-1 为 t 时刻空间任一位置 (x, y, z) 的温度场 T 。

$$T = f(x, y, z, t) \quad (2-1)$$



如 2.2 温度梯度与热流密度

空间上，温度场中同一时刻相同温度的点连接在一起形成等温面，其中任意平面与空间上等温面相交，得到的一系列等温线簇称为等温线，温度梯度用来描述等温线法线方向上的温度增量与其法向距离比值的极限，而单位时间经过单位面积所传递的热量称为热流密度，故热流密度与温度梯度成正相关。根据热流密度与温度梯度定义我们知道其方向都是沿等温线法向方向，如图 2.2 所示。自然界规律显示，热量总是自发的从高温部分向低温部分传递以达到稳定状态，因而温度梯度的方向与热流密度的方向相反。1822 年法国科学家傅里叶提出了热力学第一定律，解释了热量传递过程中总能量保持不变，但能量却能转换为功，并应用热流密度 $q (W/m^2)$ 表述温度场与热流场间的关系，即 Fourier 定律：

$$q = -k \cdot \text{grad}(\theta) \quad (2-2)$$

式中, $q (W/m^2)$ 为热流密度; $k (W/(m \cdot ^\circ C))$ 为导热系数; $grad(\theta) = \frac{\partial \theta}{\partial n}$ ($^\circ C/m$) 为沿着等温线法线方向上温度的变化率; θ ($^\circ C$) 为温度。

2.2.2 导热微分方程的建立

皮质骨钻削加工过程中, 工件材料中各点的温度分布是随时间变化的即属于非稳态温度场, 通过分析皮质骨工件材料的温度分布进而计算得到换热量, 这控制骨钻削手术中热损伤风险有重要意义。因此, 基于傅里叶定律和能量守恒定律, 通过在工件中取内任意导热微元体 $d_x d_y d_z$ 进行导热分析, 如图 2.3 所示。

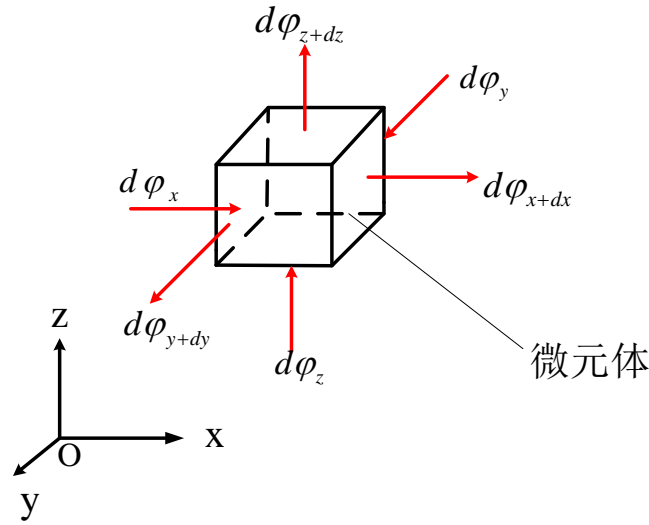


图 2.3 微元体平行六面体的导热分析

假定每单位时间导入微元体的净热量为 $\Delta \phi_d$, 微元体中热源产生的热量为 $\Delta \phi_v$, 微元体焓的增加量为 ΔE , 则由能量守恒定律可知:

$$\Delta \phi_d + \Delta \phi_v = \Delta E \quad (2-3)$$

d_t 时间内沿 X 轴方向, 经 X 面导入的热量:

$$d\phi_x = q_x d_y d_z d_t \quad (2-4)$$

d_t 时间内沿 X 轴方向, 经 $X + d_x$ 面导出的热量:

$$d\phi_{x+d_x} = q_{x+d_x} d_y d_z d_t \quad (2-5)$$

由传热学理论可知:

$$q_{x+d_x} = q_x + \frac{\partial q_x}{\partial x} d_x \quad (2-6)$$

则由式 (2-4)、(2-5) 和 (2-6) 可知, d_t 时间内沿 X 轴方向导入与导出微元体的净热量为:

$$d\phi_x - d\phi_{x+d_x} = -\frac{\partial q_x}{\partial x} d_x d_y d_z d_t \quad (2-7)$$

同理可得：

沿 Y 轴方向导入与导出微元体的净热量为：

$$d\varphi_y - d\varphi_{y+d_y} = -\frac{\partial q_y}{\partial y} d_x d_y d_z d_t \quad (2-8)$$

沿 Z 轴方向导入与导出微元体的净热量为：

$$d\varphi_z - d\varphi_{z+d_z} = -\frac{\partial q_z}{\partial z} d_x d_y d_z d_t \quad (2-9)$$

由式 (2-7)、(2-8) 和 (2-9) 可求出导入与导出的净热量：

$$d\varphi_d = -\left(\frac{\partial q_x}{\partial x} + \frac{\partial q_y}{\partial y} + \frac{\partial q_z}{\partial z}\right) d_x d_y d_z d_t \quad (2-10)$$

采用 Fourier 表达式：

$$q_x = -k \frac{\partial T}{\partial x} \quad q_y = -k \frac{\partial T}{\partial y} \quad q_z = -k \frac{\partial T}{\partial z} \quad (2-11)$$

将式 (2-11) 带入 (2-10) 得到导入与导出的净热量的 Fourier 表达式：

$$\Delta\varphi_d = \left[\frac{\partial}{\partial x}\left(k \frac{\partial T}{\partial x}\right) + \frac{\partial}{\partial y}\left(k \frac{\partial T}{\partial y}\right) + \frac{\partial}{\partial z}\left(k \frac{\partial T}{\partial z}\right)\right] d_x d_y d_z d_t \quad (2-12)$$

每单位时间内微元体内焓的增加量为：

$$\Delta E = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} d_x d_y d_z d_t \quad (2-13)$$

考虑到该传热系统有内热源，则 d_t 时间内，微元体内热源产生的热量为：

$$\Delta\varphi_v = q_v d_x d_y d_z d_t \quad (2-14)$$

依据能量守恒定律，将式子 (2-12)、(2-13)、(2-14) 带入式 (2-3) 得到：

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x}\left(k \frac{\partial T}{\partial x}\right) + \frac{\partial}{\partial y}\left(k \frac{\partial T}{\partial y}\right) + \frac{\partial}{\partial z}\left(k \frac{\partial T}{\partial z}\right) + q_v \quad (2-15)$$

整理即得到导热微分方程：

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k\left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2}\right) + q_v \quad (2-16)$$

2.2.3 钻削温度场的单值性条件

上述推导的导热微分方程是用来描述普遍物体的温度在时间和空间上变化关系，其表达式中的温度 T 存在通解，但针对实际加工过程中的热传导而言，我们更希望得到特定条件下温度分布即温度 T 在特定条件下的特解，这对于研究特定工作条件下的热传导、热分布有重要的意义。而特解的求解中需要一定的约束条件，我们称之为单值性条件，具体包括几何条件、物理条件、初始条件和边界条件四方面。

(1) 几何条件：用来说明约束导热体的几何形状以及大小尺寸；

(2) 物理条件：用来限定导热体的热物理性质参数，包括比热、热扩散系数等；

(3) 初始条件：初始条件又称为时间条件，用来说明起始时刻即 $t=0$ 时，导热体的温度分布状态；

(4) 边界条件：常见的边界条件分为四大类，第一类边界条件是给定传热系统边界

上的温度分布；第二类边界条件是系统边界上的温度梯度，第三类边界条件是第一类与第二类边界条件的线性组合；第四类边界条件为接触面边界条件。其中给定的边界条件既可以是定值也可以是关于时间、空间的函数。

我们知道导热微分方程的建立和单值性条件的约束，再结合具体的求解方法就能得到钻削温度场的分布，解决热传导微分方程的方法有很多，本研究所选用的是热源法。首先分析传热系统的基本情况和特征，包括导热体的几何特征，热流方向等，其次建立合理的坐标系描述空间位置，通过适当的假设简化传热模型，分析约束该传热模型的边界条件并用函数关系表述，进而将热传导问题求解简化，最后检查确认进行计算求解。

2.3 皮质骨钻削温度场数学模型的建立

2.3.1 皮质骨钻削过程的热源分析

皮质骨钻削温度场数学模型的建立即是对钻削导热微分方程的求解，本研究采用热源法进行求解。热源是工件中温度变化的原因，依据不同的划分方式，可分得到不同类型的热源，其中依据热源的运动状态，可分为移动热源和静止热源两类。而由单值性条件可知导热体类型不同时温度分布也不同，因此为研究皮质骨钻孔过程中的温度分布首先需要确定导热体的热源性质。Jin T 等^[36]的研究表明，切削中热源的性质是由材料的去除机理决定的。对于本文，首先根据钻削机理确定热源的形状，其次根据钻削刀具的运动轨迹确定热源的运动状态并建立相应的坐标系用来表示钻削过程中热源与工件在任一时刻的相对位置，最后得到各参数间的数学关系式。

皮质骨钻削采用的刀具为医疗麻花钻，结构相对复杂其结构示意图及钻削过程中产热区域分布如图 2.4 所示。由材料切削理论分析以及钻削过程中钻头刀具结构分析可知，两条主切削刃和横刃参与主要切削，实验研究表明在钻削过程中主切削刃的轴向力占钻削总轴向力的 40%，扭矩约占 60%；而横刃的轴向力占钻削总轴向力的 57%，扭矩约占 30%^[37]。而钻削过程中热量主要来源去除材料时克服剪切变形所做的功和钻削过程中摩擦功，其中钻削中消耗功的超过 95%都转化为热量^[38]。因此，在钻削皮质骨过程中钻削热源主要来源于两条主切削刃、横刃与皮质骨接触面，这部分热源我们定义为 Q_1 ，对于医用麻花钻主切削刃以上的其余部分在钻削过程中主要起引导作用，故产生的热量远少于 Q_1 ，我们定义为 Q_2 。

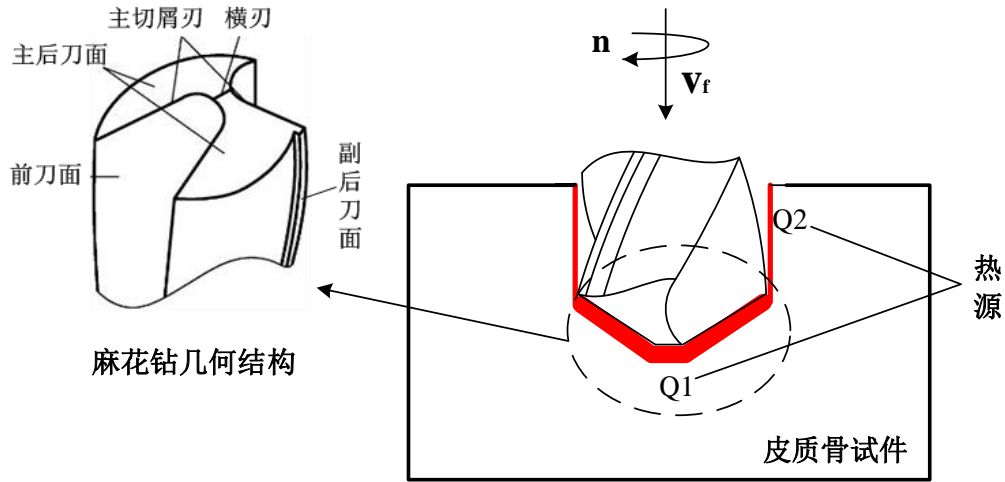


图 2.4 医疗麻花钻结构示意图及钻削热源分布

由能量守恒定律可得到钻削过程中的热量为：

$$Q = Q_1 + Q_2 \approx Q_1 = F_z \cdot v_f + M \cdot \omega \quad (2-17)$$

其中 F_z 、 v_f 、 M 、 ω 分别表示皮质骨钻孔中的轴向力、进给速度、扭矩和角速度。

由热源的来源分析可知，钻削皮质骨过程中热源呈圆锥面型，该圆锥面热源持续整个钻削过程，从刀具接触皮质骨到完全钻出皮质骨。基于麻花钻结构的复杂性，捕捉钻头的热效应较为困难，结合其热源的主要来源，我们将其热源模型简化为一个随时间自上而下移动的圆盘面热源^[32]。在此热源模型的基础上，建立了关于工件材料的固定坐标系和随热源运动的移动坐标系，选取钻削孔中心作为两组坐标系下的坐标原点，如图 2.5 所示。其中圆盘型热源运动轨迹是从钻头与工件刚接触面 A 到钻头完全钻出面 B。

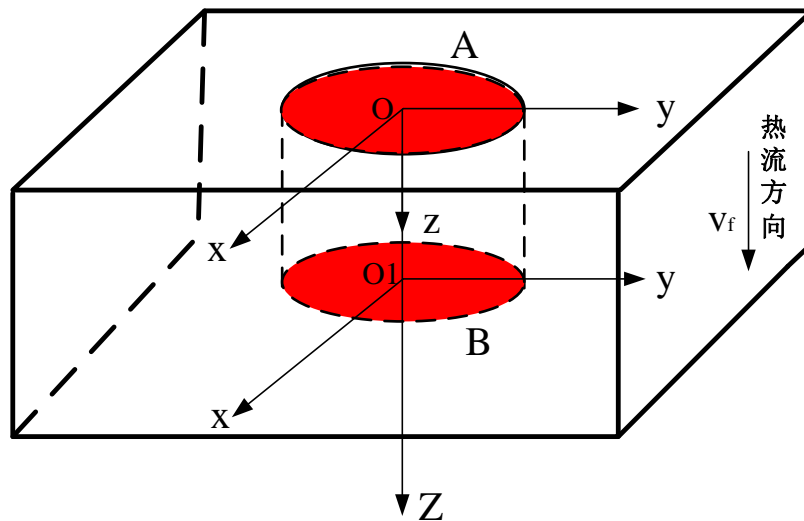


图 2.5 圆盘形热源及坐标系的建立

2.3.2 皮质骨钻削过程中的传热学模型

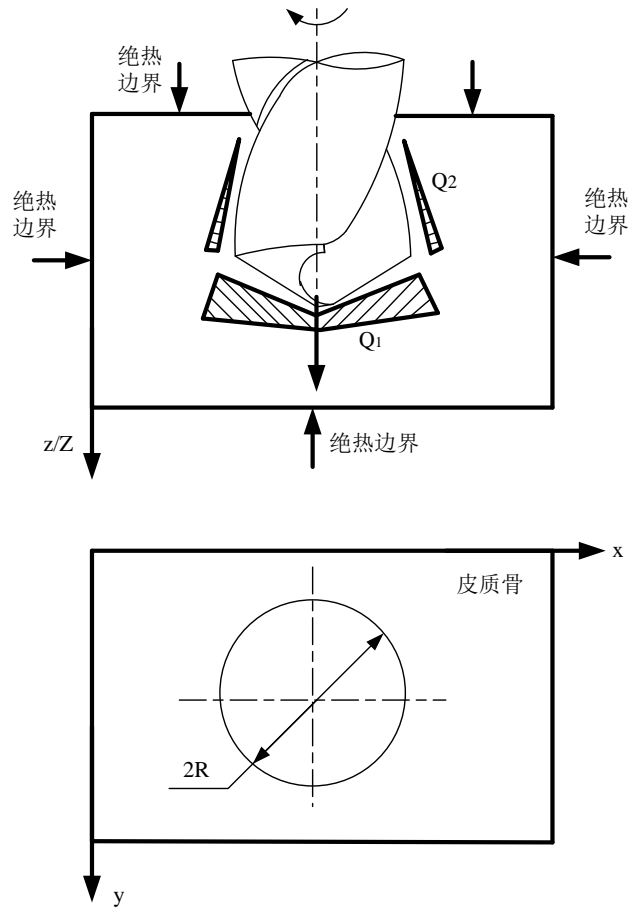


图 2.6 钻削温度场模型及边界条件

Massound M 等^[39]经过长期的研究发现，皮质骨的热力学模型受个体差异的影响。Davidson 等^[40]以牛皮质骨为实验材料，测量了长轴向、圆周向以及径向三个方向的导热系数，发现其差异很小（<10%）。因此，本研究中认为皮质骨材料为常物性即皮质骨材料的导热系数、密度、比热等物性参数为固定的常数。并且在实际钻削过程中，热辐射现象普遍存在，但相对于刀具与工件间的热传导、热对流，影响很小，可以忽略不计。基于 Dirichlet Boundary Condition 以及我们所研究的对象是工件材料内部温度场的分布，故不考虑边界对流。除热源加载面外的其余表面为绝缘条件，钻削温度场模型示意图及边界条件如图 2.6 所示。

结合式 2-16，在固定坐标系 $O-xyz$ 中建立了皮质骨钻孔的热传导控制方程如式 2-18 所示：

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) \quad (2-18)$$

式中 T 为由移动热源造成皮质骨的温升值，是关于时间、空间的函数。起始时刻（ $t = 0s$ ），温升值 $T=0$ ，根据图 2.6 各边界条件如下：

$$\text{热源加载面:} \quad -k \frac{\partial T}{\partial z} = q(x, y, z, t) \quad (2-19)$$

$$\text{其余各表面:} \quad -k \frac{\partial T}{\partial n} = q(x, y, z, t) = 0 \quad (2-20)$$

2.3.3 移动点热源的温度场分布

关于温升的三维偏微分方程可根据分离变量法^[41]转化为三个方向上的一维温升解,然后在运用线性叠加原理,将三个方向上的温升解叠加及得到三维偏微分方程的温升解。因此,式 2-18 可表示为:

$$T(x, y, z, t) = T_x(x, t)T_y(y, t)T_z(z, t) \quad (2-21)$$

其中 $T_x(x, t)$, $T_y(y, t)$, $T_z(z, t)$ 分别表示 x , y , z 三个方向上的一维温升解,代入式 2-18 可得到三个方向上的一维能量方程:

$$\frac{\partial^2 T_x}{\partial x^2} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T_x}{\partial t} \quad (-\infty < x < +\infty) \quad (2-22)$$

$$\frac{\partial^2 T_y}{\partial y^2} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T_y}{\partial t} \quad (-\infty < y < +\infty) \quad (2-23)$$

$$\frac{\partial^2 T_z}{\partial z^2} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T_z}{\partial t} \quad (0 < z < +\infty) \quad (2-24)$$

式中 $\alpha = \frac{k}{\rho c}$, 表示皮质骨的热扩散系数。

在 X 方向, 由热源法可得初始温度为 $F(x')$ 的无限大体 $x'(-\infty < x' < +\infty)$ 的温度分布 $T_x(x, t)$ 如下:

$$T_x(x, t) = \frac{1}{(4\pi\alpha t)^{1/2}} \int_{-\infty}^{+\infty} F(x') e^{-(x-x')^2/4\alpha t} dx' \quad (2-25)$$

整理上式, 令 $\eta = \frac{x'-x}{(4\alpha t)^{1/2}}$, 则 $x' = x + (4\alpha t)^{1/2}\eta$; $dx' = (4\alpha t)^{1/2}d\eta$, 代入式 2-25 得到:

$$T_x(x, t) = \frac{1}{\sqrt{\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} F(x + (4\alpha t)^{1/2}\eta) e^{-\eta^2} d\eta \quad (2-26)$$

假设初始时刻即 ($t=0$) 时, 初始温度分布 $f(x) = T_x(x, 0)$, 代入式 2-26 并通过极坐标变换可得到:

$$f(x) = \frac{F(x)}{\sqrt{\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} e^{-\eta^2} d\eta = F(x) \operatorname{erf}(\infty) = F(x) \quad (2-27)$$

将式子 2-27 代入 2-25 即得到 x 方向的温升解, 如下式:

$$T_x(x, t) = \frac{1}{(4\pi\alpha t)^{1/2}} \int_{-\infty}^{\infty} f(x') e^{-(x-x')^2/4\alpha t} dx' \quad (2-28)$$

根据对称性可得到 y , z 方向的温升解如下:

$$T_y(y, t) = \frac{1}{(4\pi\alpha t)^{1/2}} \int_{-\infty}^{\infty} f(y') e^{-(y-y')^2/4\alpha t} dy' \quad (2-29)$$

$$T_z(z, t) = \frac{1}{(4\pi\alpha t)^{1/2}} \int_0^{\infty} f(z') e^{-(z-z')^2/4\alpha t} dz' \quad (2-30)$$

因此, 将三个一维方向 (x , y , z) 上的温升解 2-28、2-29 和 2-30 代入通解 2-21 可

得到三维的通解：

$$T(x, y, z, t) = \frac{1}{(4\pi\alpha t)^{3/2}} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_0^{\infty} f(x', y', z') e^{-\frac{(x-x')^2 + (y-y')^2 + (z-z')^2}{4\alpha t}} dx' dy' dz' \quad (2-31)$$

其中 $f(x', y', z')$ 为三维通解的初始条件，由上一小节分析可知，三维通解的初始条件大小主要受摩擦热的影响，摩擦热引起的静止点热源为 Q_{pt} ，根据狄拉克 δ 广义函数，除热源点处函数值取 1，其余位置函数值取 0，即 $\delta(x) = 0, (x \neq 0)$ ； $\int_{-\infty}^{+\infty} \delta(x) dx = 1, (x = 0)$ ，故该静止点热源在初始条件下的温度分布可表示为：

$$f(x', y', z') = \frac{Q_{pt}}{\rho c} \delta(x') \delta(y') \delta(z') \quad (2-32)$$

将初始条件下的温度分布代入 2-31，得到静止点热源引起的温度分布的通解如下式：

$$T(x, y, z, t) = \frac{Q_{pt}}{(4\pi\alpha t)^{3/2} \rho c} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_0^{\infty} \delta(x') \delta(y') \delta(z') e^{-\frac{(x-x')^2 + (y-y')^2 + (z-z')^2}{4\alpha t}} dx' dy' dz' \quad (2-33)$$

整理得到：

$$T(x, y, z, t) = \frac{Q_{pt}}{(4\pi\alpha t)^{3/2} \rho c} e^{-\frac{x^2 + y^2 + z^2}{4\alpha t}} \quad (2-34)$$

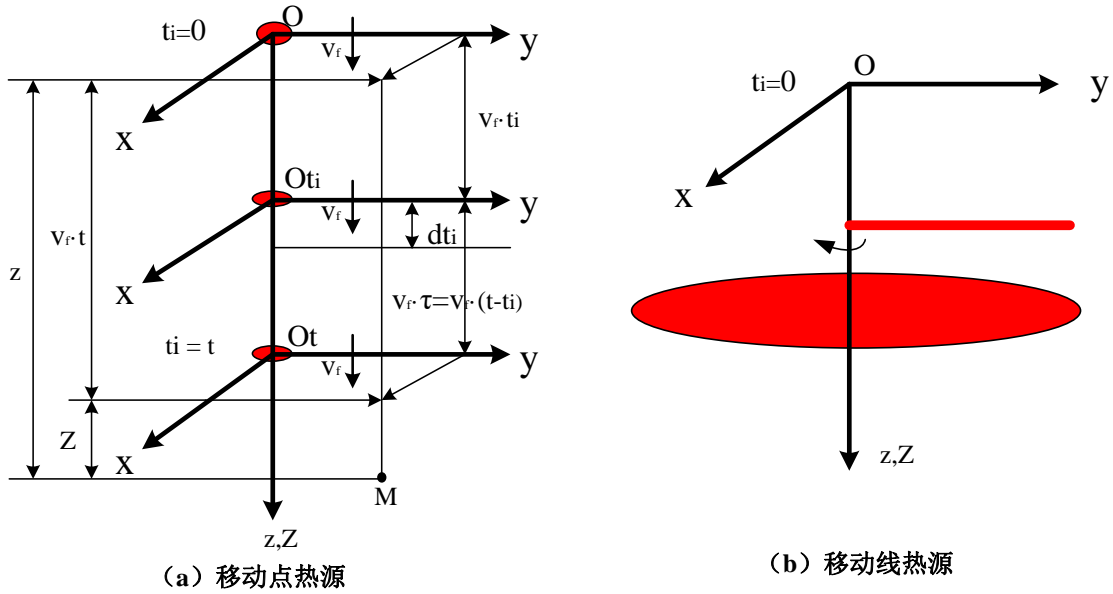


图 2.7 移动热源模型及坐标系

上述为静止点热源的温度场分布，而在钻削过程中，点热源是移动的，因此我们分析了钻削过程中移动点热源的温度分布，其移动点热源的示意图如图 2.7 (a) 所示。钻削过程中的进给速度为 v_f ，移动热源的运动方向与进给方向一致，则钻削 t_i 时间时，热源和移动坐标系移动了 $v_f \cdot t_i$ ，此时移动坐标系的坐标原点为 Q_{t_i} 。我们用定义时间参数

$\tau(t - t_i)$ 来描述移动热源开始运动的瞬间时刻到观察时刻的时间间隔, 其中 t 为观测时间。观测时间为 t 时, 移动坐标系原点为 Q_t , 任意观测位置 $M(x, y, z)$ 的温度分布可用无限小的时间间隔 dt_i ($0 < t_i < t$) 内热源释放的热流密度 (q_{pt}) 表示, 如式 2-35 所示。

$$dT = \frac{q_{pt} dt_i}{(4\alpha\tau\pi)^{3/2} \rho c} e^{-\left(\frac{x^2+y^2+(z-v_f t_i)^2}{4\alpha\tau}\right)} \quad (2-35)$$

结合固定坐标系与移动坐标系之间的关系, $z - v_f t_i = z - v_f t + v_f \tau$, 令 $Z = z - v_f t$, 则 $z - v_f t_i = Z + v_f \tau$ 。由时间参数 τ 定义我们可以得到 $d\tau = -dt_i$, 任意观测点 M 受热源的影响即是初始时刻到观测时刻 t 关于热源温度分布的积分:

$$T(x, y, z, t) = \frac{q_{pt}}{(4\pi\alpha)^{3/2} \rho c} e^{-\frac{Z \cdot v_f}{2\alpha}} \int_0^t \frac{e^{-\frac{x^2+y^2+(Z+v_f \tau)^2}{4\alpha\tau}} e^{-\frac{v_f^2 \tau}{4\alpha}}}{\tau^{3/2}} d\tau \quad (2-36)$$

$$\text{整理得到:} \quad T(x, y, z, t) = \frac{q_{pt} \cdot v_f}{(16k\pi\alpha)^{3/2}} e^{-\frac{Z \cdot v_f}{2\alpha}} \int_0^{\frac{v_f^2 t}{4\alpha}} \frac{e^{-\left(w - \left(\frac{\mu_i^2}{4w}\right)\right)}}{w^{3/2}} dw \quad (2-37)$$

其中: $w = \frac{v_f^2 \tau}{4\alpha}$; $\mu = \frac{(x^2+y^2+Z^2)^{1/2} v_f}{2\alpha}$ 。

上述公式 2-37 表示的是移动点热源进给运动时对任意位置 M 处造成的温升解, 而分析可知, 钻削过程中的热源模型我们简化为了圆盘形热源, 我们用半径为 r 的线热源环绕形成的面热源表示, 示意图如 2.7(b) 所示, 线热源的热流密度可表示为 $q_{pt} = 2qdL$, L 表示沿半径方向的距离, 将其代入式 2-37 得到:

$$dT(x, y, z, t) = \frac{2qdL \cdot v_f}{(16k\pi\alpha)^{3/2}} e^{-\frac{Z \cdot v_f}{2\alpha}} \int_0^{\frac{v_f^2 t}{4\alpha}} \frac{e^{-\left(w - \left(\frac{\mu_i^2}{4w}\right)\right)}}{w^{3/2}} dw \quad (2-38)$$

其中: $\mu_i = \frac{((x-x_i)^2+(y-y_i)^2+Z^2)^{1/2} v_f}{2\alpha}$

对 2-38 进行线积分则得到移动圆盘面热源在任意时刻对任意位置 M 处造成的温升解, 积分结果如下式:

$$T = \frac{2B(M\omega + F_z v_f)}{16k\alpha\pi^{3/2}} \int_0^r \left[\int_0^{\frac{v_f^2 t}{4\alpha}} e^{-\frac{Z \cdot v_f}{2\alpha}} \left(\int_0^{\frac{v_f^2 t}{4\alpha}} \frac{e^{-\left(w - \left(\frac{\mu_i^2}{4w}\right)\right)}}{w^{3/2}} dw \right) dy_\tau \right] dL \quad (2-39)$$

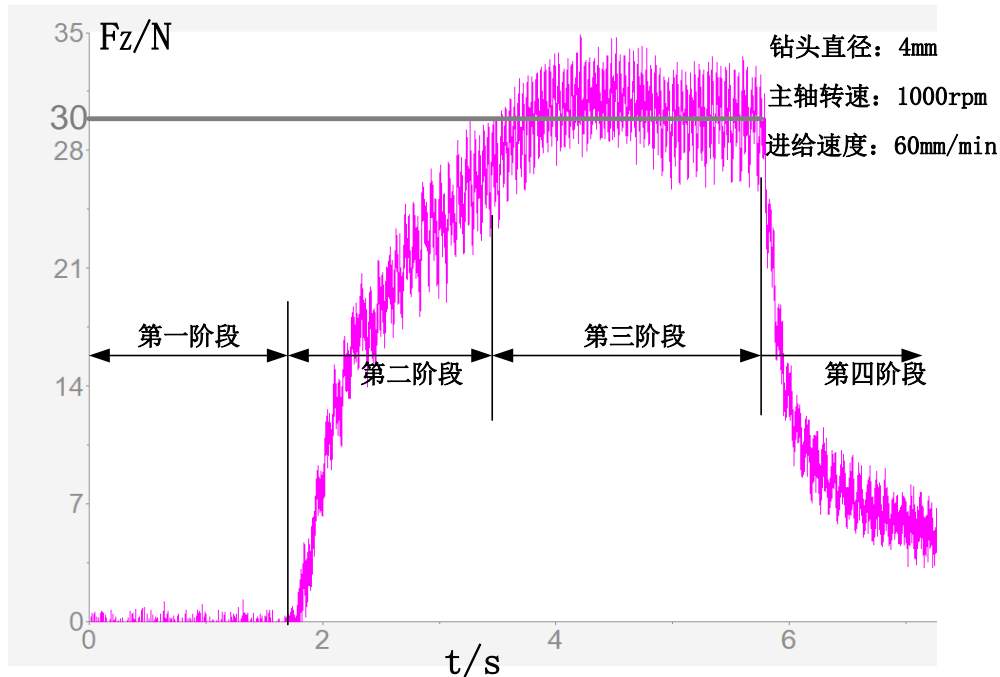
上述公式是在工件材料为无限大体上的理想状态下推导出来的, 而实际钻削过程中热源在皮质骨材料中仅 x, y 方向的传导可无限延伸, z 轴方向主要沿热源进给方向沿伸, 故在皮质骨钻削过程中工件材料为半无限大体, 又因为式 2-39 仅表示任意位置 M 出的温升, 若我们要的到 M 点的温度变化还需要加载初始状态下的温度 (T_0), 基于上述, 我们对式 2-39 进行修正, 修正后结果如式 2-40, 其中 T 表示皮质骨钻削过程中任意位置 M 点温度分布的预测模型。

$$T = \frac{2B(M\omega + F_z v_f)}{16k\alpha\pi^{3/2}} \int_0^r \left[\int_0^{\frac{v_f^2 t}{4\alpha}} e^{-\frac{Z \cdot v_f}{2\alpha}} \left(\int_0^{\frac{v_f^2 t}{4\alpha}} \frac{e^{-\left(w - \left(\frac{\mu_i^2}{4w}\right)\right)}}{w^{3/2}} dw \right) dy_\tau \right] dL + T_0 \quad (2-40)$$

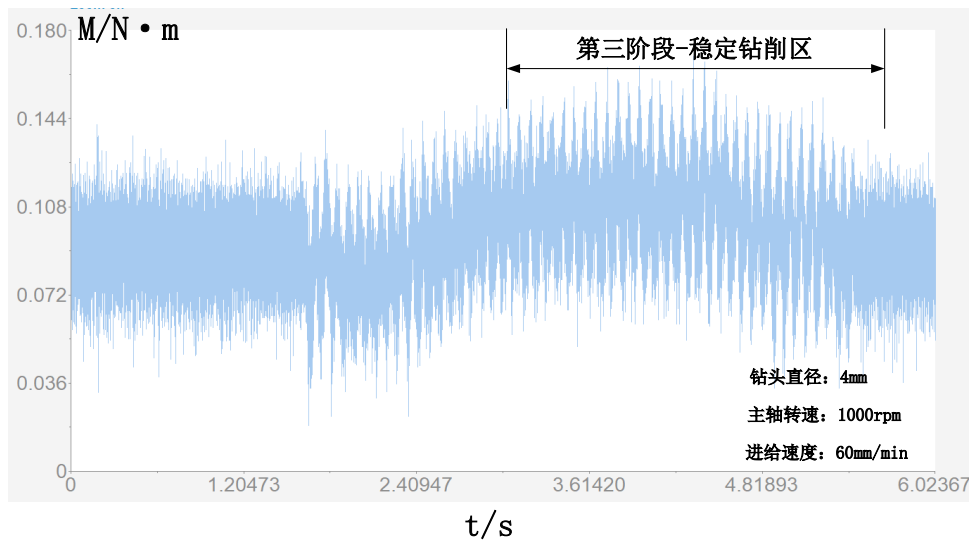
2.4 皮质骨钻削温度场模型参数的确定

由上一节建立的钻削过程中皮质骨温度分布预测模型可知, 要想得到其温度分布, 需要确定的参数包括: 钻削中产生的热量传递到皮质骨工件的比例系数 B 、钻削轴向力 F_z 、扭矩 M 以及主轴转速 n 、进给速度 v_f 、转头直径 d 等钻削条件。Hillery 和 Shuaib^[42]

的研究表明：在皮质骨钻孔试验中，钻头直径取 4mm，钻削速度取 800~1200rpm、进给速度取 40~60mm/min 时能得到较低的钻削温度和较好的表面质量。因此结合实际医疗骨外科手术，我们选择图 2.8 所示的钻削条件为例进行皮质骨钻削试验，根据第三章节搭建的钻削试验平台，通过测力仪 Kistler 9129A 记录温度场模型所需的轴向力和扭矩，其轴向力与扭矩的特征曲线如下所示。



(a) 轴向力



(b) 扭矩

图 2.8 轴向力与扭矩的特征曲线

由图 2.8 可知皮质骨钻削过程中，轴向力与扭矩呈现相同的变化规律，我们将整个钻削过程分为四个阶段。第一阶段：此时麻花钻刀具还没有与皮质骨工件接触，轴向力

与扭矩都为 0；第二阶段：麻花钻与皮质骨接触开始钻削流程，此时皮质骨受到的轴向力与扭矩迅速上升；第三阶段：麻花钻完全进入皮质骨处于稳定钻削阶段，此时轴向力与扭矩维持稳定状态；第四阶段：麻花钻开始钻出皮质骨形成通孔，轴向力与扭矩开始下降直至钻孔结束。本模型选取稳定钻削阶段即第三阶段中的轴向力和扭矩均值作为预测模型的加载参数。通过 3 次相同的实验组，我们取轴向力的稳定值均值为 30N；扭矩的稳定值均值为 0.10N·m。

针对钻削热传递到皮质骨的比例系数 B （热量分配系数），因为皮质骨材料不同于金属和复合材料，故根据 Orlande H R B 的研究我们通过测量钻削中工件材料局部位置的温度，运用导热反问题反演推算皮质骨的热量分配系数^[43]。考虑到传热学中共轭梯度法计算速度快，所需存储量小，稳定性高，具有步收敛性等优点，并且对初始值的选取依赖程度小，本文选用共轭梯度法来求解钻削过程中的热量分配系数。

首先用最小二乘法确定以 B 为变量的目标函数：

$$J(B) = \sum_{i=1}^m (T_g(B) - T_c)^2 \quad (2-41)$$

其中 m 表示测量温度值的个数与其相对应的估算值的个数； $T_g(B)$ 表示通过预测模型计算得到的温度估算值； T_c 表示实验条件下得到的温度测量值，这样就将反演问题转化为以函数 $J(B)$ 最小值为目标，对变量 B 进行参数优化问题。

假设变量 B 的第 $n+1$ 次迭代式为：

$$B^{n+1} = B^n - \xi^n d^n \quad (2-42)$$

其中 n 表示迭代次数； ξ 表示搜索步长； d 表示共轭搜索方向，并且共轭搜索下降方向由共轭方向和梯度方向共同决定。

$$d^n = \nabla J(B^n) + \chi^n d^{n-1} \quad (2-43)$$

其中 $\nabla J(B^n)$ 、 χ^n 分别表示第 n 次迭代目标函数梯度值和共轭系数，可表示如下：

$$\nabla J(B^n) = -2 \sum_{i=1}^m \frac{\partial T_g(B^n)}{\partial B^n} [T_c - T_g(B^n)] \quad (2-44)$$

$$\chi^n = \frac{\nabla J(B^n) \nabla J^T(B^n)}{\nabla J(B^{n-1}) \nabla J^T(B^{n-1})} \quad (2-45)$$

则第 n 次迭代搜索步长 ξ^n 可表示为：

$$\xi^n = \frac{\sum_{i=1}^m (\frac{\partial T_g(B^n)}{\partial B^n})^T d^n [T_c - T_g(B^n)]}{\sum_{i=1}^m [(\frac{\partial T_g(B^n)}{\partial B^n})^T d^n]^2} \quad (2-46)$$

迭代终止条件为： $J(B^{n+1}) < \varepsilon$ ，其中 ε 为较小的正整数。流程图如图 2.9 所示，具体的实现步骤如下：

1. 给定初始迭代值 B_0 ，代入皮质骨钻削中的温度预测模型即式 2-40，得到预测值，设定判定参数 ε 为一个足够小的正数；
2. 根据第三章搭建的皮质骨钻削试验平台，得到相同钻削条件下的温度试验值，判定目标函数 $J(B)$ 是否满足迭代终止条件，如果满足则 B_0 为所求值，不满足则继续；
3. 计算式 2-44 中的目标函数的梯度值 $\nabla J(B^0)$ ，并将求得的梯度值代入式 2-45 得到共轭系数 χ^0 ；

4. 将步骤 3 中求取的已知量代入式 2-43, 2-46 得到搜索方向 d^0 和搜索步长 ξ^0 ;
5. 将已知的 B_0 、 d^0 、 ξ^0 代入式 2-42 得到新的迭代值 B^1 ;
6. 使用新的迭代值 B^n 重新进行下一次迭代, 直至满足迭代终止条件。

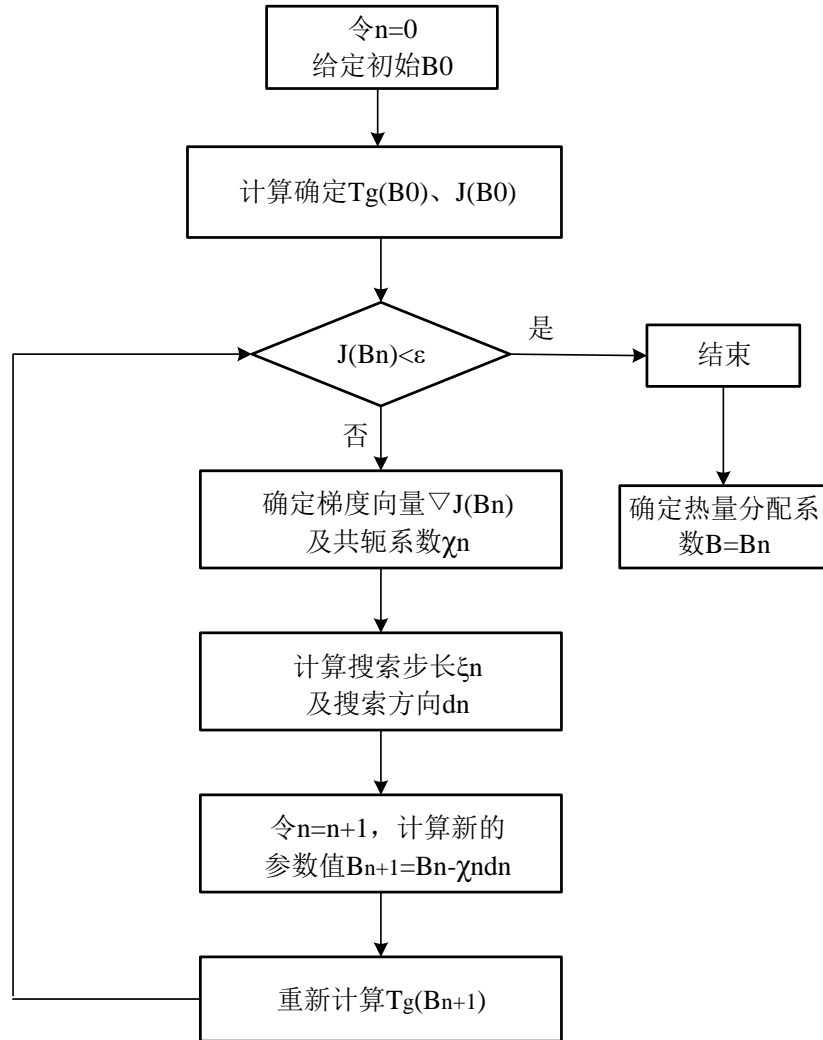


图 2.9 共轭梯度法求解热量分配系数流程图

2.5 本章小结

本章节分析了钻削温度的产生机理以及在皮质骨钻孔中影响钻削温度的因素, 根据传热学理论推导了皮质骨钻削过程中的热传导微分方程, 并给出了其求解的单值性条件。在此基础上, 对热源模型进行简化运用移动热源法求解导热微分方程得到了皮质骨钻削过程中的温度预测模型。针对此预测模型中的重要参数—热量分配系数 B , 给出了应用共轭梯度法反演求解的具体流程。

第三章 皮质骨钻削温度场试验验证与分析

在第二章，我们建立了皮质骨钻削过程中的温度场预测模型，但模型中部分加载参数（钻削轴向力、扭矩、热量分配系数）需要通过实验获取，并且建立的温度场预测模型需要相应的实验数据验证其准确性。因此，我们搭建了皮质骨钻削试验平台进行钻削试验，通过记录特定位置的温度变化，验证该预测模型。并设计实验方案，分析了不同钻削条件下皮质骨的温度场分布变化规律。

3.1 皮质骨钻削试验准备

3.1.1 试验材料准备

钻削试验中主要的材料准备工作包括工件与刀具两部分。目前在骨骼钻削研究中，工件材料大多数选用动物骨，少数使用人造骨骼或骨骼替代品，本研究中选用了动物骨骼，这就要求所选用的动物骨与人体骨具有相同的特性。之前学者的研究表明^[44]：猪骨无论是从皮质骨的密度考虑还是从骨的结构模型都与人骨最为相似，故本试验研究采用的工件材料为新鲜的猪骨，并对猪骨试样进行表面软组织处理，仅保留中间骨干部分作为试验区，以便于安装固定，处理后的皮质骨试件如图 3.1 所示。刀具材料选用 4Cr13 不锈钢医用麻花钻，其几何结构如图 3.2 所示。



图 3.1 皮质骨试件

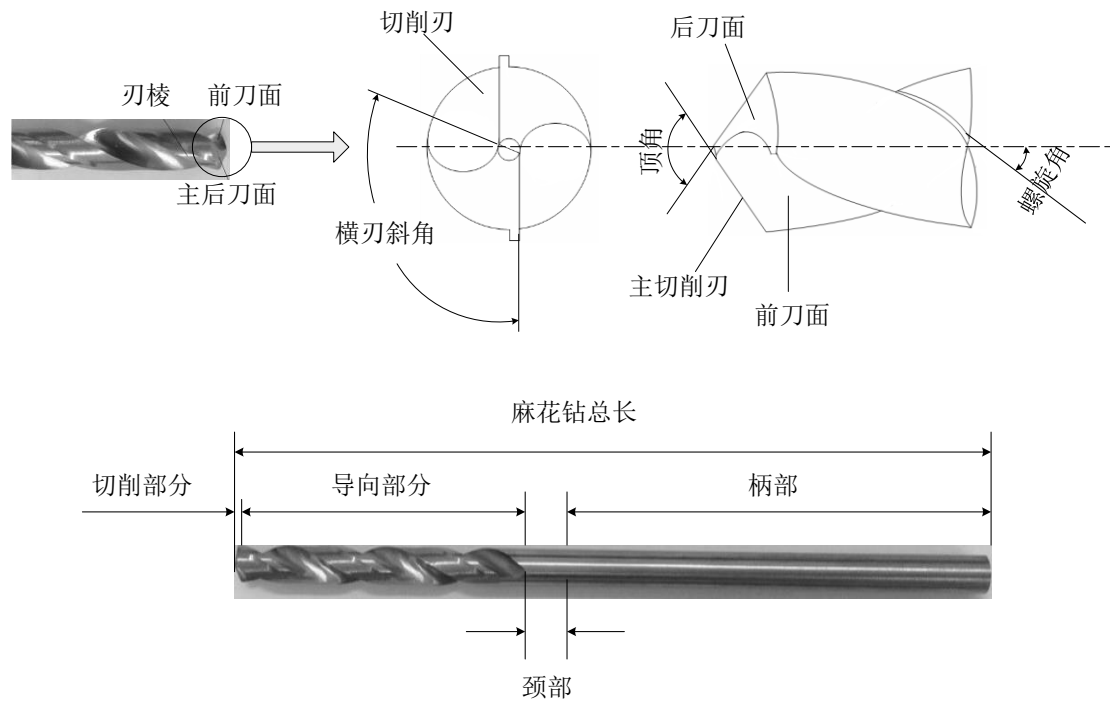


图 3.2 医疗麻花钻几何结构

其中选用医疗麻花钻的几何参数如表 3.1 所示。

表 3.1 医疗麻花钻的几何参数

直径	顶角	螺旋角	横刃斜角
4mm	118°	28°	55°

直径为 4mm；顶角为 118°；螺旋角为 28°；横刃斜角 55°。参考文献^[45]，刀具与工件的材料属性如下表所示。

表 3.2 工件与刀具的材料属性

材料	皮质骨	医疗麻花钻
密度 (kg/m ³)	2000	7840
泊松比	0.36	0.30
杨氏模量 (MPa)	2×10^4	2.1×10^5
比热 (J/Kg·°C)	1640	460
导热系数 (Watt/m°C)	0.56	47.7

3.1.2 皮质骨钻削中测温试验装置

本试验的目的是通过获取不同钻削条件下（钻头直径、主轴转速、进给速度）皮质

骨特定位置处的温度，进而与上一章节建立的皮质骨温度预测模型计算值进行对比验证。根据红外热像仪测温法和热电偶测温法各自的特点，针对皮质骨内部指定位置温度，我们选用 K 型热电偶进行记录，而皮质骨外表面的温度分布难以通过热电偶记录，因此我们使用美国 Fluke 生产的 TiX640 型红外热成像仪进行测量。

热电偶安装采用预埋式，所谓预埋式是指在钻削开始前，预先在皮质骨的钻削区附近钻一个小孔，热电偶粘结安装在小孔内，安装结构简图如 3.3 所示。皮质骨上预先钻的小孔存在破坏其温度场的风险，为了削弱这种影响，安装热电偶的孔应尽可能小（控制在 $< 0.5\text{mm}$ ），本试验中取安装孔的直径为 0.4mm ，并且安装过程中应使热电偶与安装孔内壁绝缘。根据安装结构简图可知，安装孔中心距离钻头中心壁的距离为 s ，且为避免安装的热电偶影响钻削过程应保证 $s \geq 0.5\text{mm}$ ；深度 h 为安装孔距离皮质骨的上表面。因此，在固定坐标系下其测温点位置坐标为 $(s + d/2, 0, h)$ 。

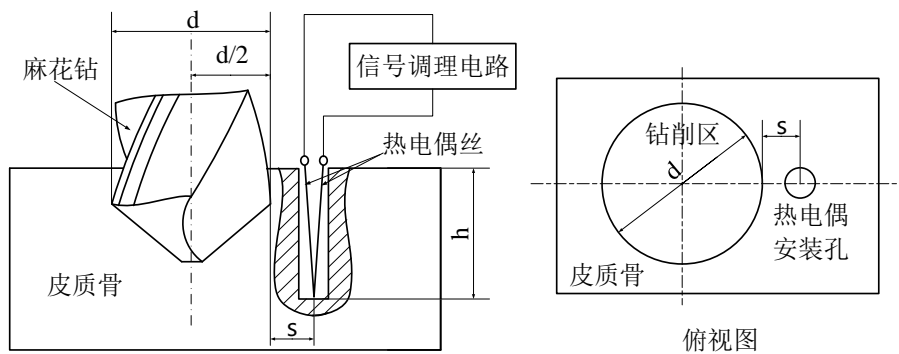


图 3.3 热电偶的安装结构简图

红外热像仪法是使用红外探测器，光学成像物镜接受红外辐射信号，进而转化为电信号，产生热图像，通过连接电脑运用 SmartView 软件进行记录和后期的数据处理。在试验过程中，为使热成像图像清晰，我们将其固定安装于三脚架上，距皮质骨钻削区一倍焦距处进行测量。测温试验装置实物图如 3.4 所示。

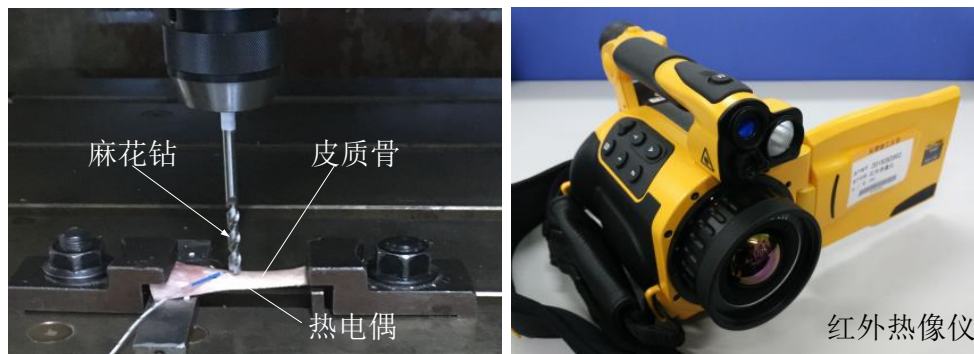


图 3.4 测温试验装置

3.1.3 皮质骨钻削试验平台的搭建

皮质骨钻削试验在台湾永进 YCM-V65A 立式加工中心进行，其定位精度高达 $\pm 0.008\text{mm}$ ，三轴（ $X \times Y \times Z$ ）行程为： $650 \times 400 \times 500\text{mm}$ 。通过 Kistler 9129A 测力仪进行测量，经数据采集卡采集钻削过程中轴向力与扭矩信号，经过电荷放大器后得到放大后的数据信号，存储于电脑中并利用测力仪后期处理软件 Dynoware 进行数据处理。同时，使用 K 型热电偶测量皮质骨内部位置的温度，测量量程为 $0-1200^\circ\text{C}$ ，分辨率为 0.1°C ，误差不超过 2.5°C 。而钻削出口处皮质骨表面温度采集则选用 TiX640 红外热像仪。图 3.5 为皮质骨钻削试验系统示意图，图 3.6 为皮质骨钻削中的测力系统，图 3.7 已建立的皮质骨钻削试验平台。

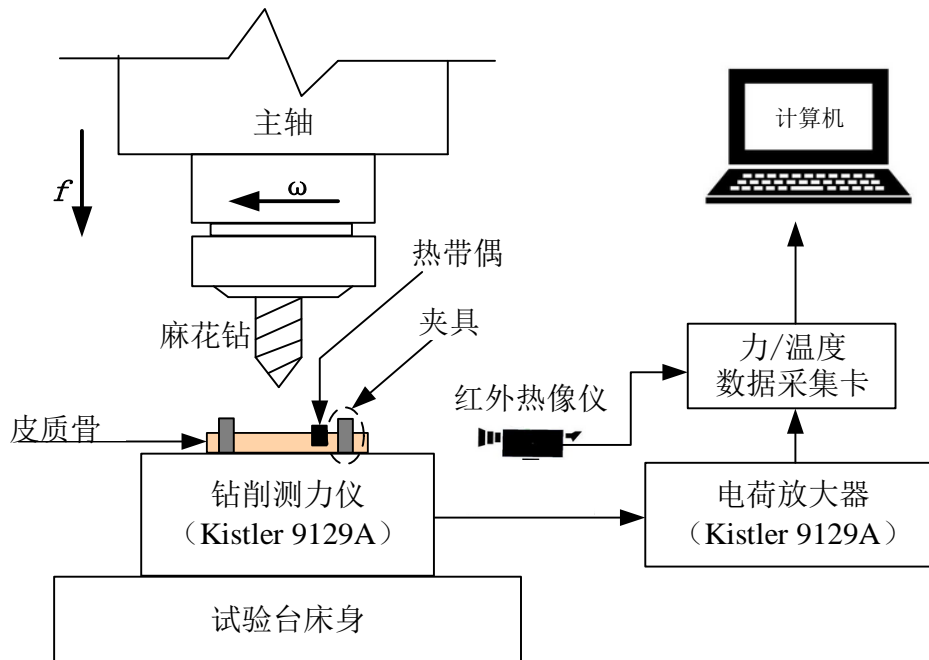


图 3.5 皮质骨钻削试验系统示意图



图 3.6 皮质骨钻削中的测力系统



图 3.7 皮质骨钻削试验平台

3.2 试验方案设计

本试验为验证第二章节所建立的皮质骨温度场预测模型的准确性，通过设计同一位置处不同时刻温度变化与同一时刻下不同测量位置温度变化的试验进行验证，并且骨钻削过程中皮质骨对高温比较敏感，因此对钻削过程中的部分位置的最高温度进行补充验证。试验方案如表 3.3、表 3.4 所示。

表 3.3 不同时刻温度变化试验设计

序号	钻头直径 (mm)	主轴转速 (rpm)	进给速度 (mm/min)	测温位置 ($s + d/2, 0, h$) mm
1	4	1000	60	(2.5, 0, 2)
2	4	1000	40	(2.5, 0, 2)
3	4	800	60	(2.5, 0, 2)
4	4	800	40	(2.5, 0, 2)
5	3.2	1000	60	(2.1, 0, 2)
6	3.2	800	40	(2.1, 0, 2)

表 3.4 不同测量位置温度变化试验设计

序号	钻头直径 (mm)	测温位置 ($s + d/2, 0, h$) mm	主轴转速 (rpm)	进给速度 (mm/min)
1-1	4	(2.6, 0, 2)	1000	60、40
1-2		(2.7, 0, 2)		
1-3		(2.8, 0, 2)		
1-4		(2.9, 0, 2)		
1-5		(3.0, 0, 2)		
2-1	3.2	(1.7, 0, 2)	800	60、40
2-2		(1.8, 0, 2)		
2-3		(1.9, 0, 2)		
2-4		(2.0, 0, 2)		
2-5		(2.1, 0, 2)		
3-1	4	(2.6, 0, 2)	800	60、40
3-2		(2.7, 0, 2)		
3-3		(2.8, 0, 2)		
3-4		(2.9, 0, 2)		
3-5		(3.0, 0, 2)		

试验在室温（23℃）下进行，首先将实验所有的硬件设备连接进行调试，预先在皮质骨试件钻削区附近采用手钻加工热电偶安装孔，并预埋热电偶，其中热电偶位置为(0.5, 0, 2) mm；其次将皮质骨试件装夹于测力仪的力传感器上，装夹中保持纵向截面与力传感器呈水平状态减少测量过程中误差；安装对焦红外热像仪，通过机床控制面板控制钻

削参数，试验中每组参数重复进行三次减小偶然误差，每组实验完成后及时更换医疗麻花钻，避免因钻头处温度积累影响实验结果。

3.3 试验结果与分析

3.3.1 模型加载参数

在皮质骨钻削过程中，Kistler 9129A 测力仪用于记录不同钻削条件下轴向力与扭矩的变化，结果如表 3.5 所示。钻削过程中皮质骨的能量分配系数则根据第二章节共轭梯度法进行求解，通过 Matlab 编程计算，其值为 11.7%。

表 3.5 不同钻削条件下的轴向力与扭矩

主轴转速 rpm	进给速度 mm/min	直径/mm	轴向力/N	扭矩/N · m
1000	60	4	30.0	0.10
1000	40	4	29.2	0.10
1000	60	3.2	29.6	0.11
800	60	4	31.7	0.13
800	40	4	31.2	0.14
800	40	3.2	33.3	0.17

3.3.2 皮质骨钻削温度变化规律分析

针对钻削过程中温度变化规律，本文从皮质骨内部和外表面两处进行了分析研究。文中刀具采用直径为 4mm 的医用不锈钢麻花钻，工件材料为厚度为 5mm 的皮质骨。热电偶的安装位置为 (2.5, 0, 2) mm，得到的温度变化规律如图 3.8 所示。在相同的钻削条件下，当刀具钻出皮质骨时的温度变化由红外热像仪记录，因为该时刻切削皮质骨做功完成，能量累计最高，根据能量转换规律，理论上温度达到最高值。其中“+”字光标为所选取温度值的位置，标号分别为 1、2、3、4、5，如图 3.9 所示。

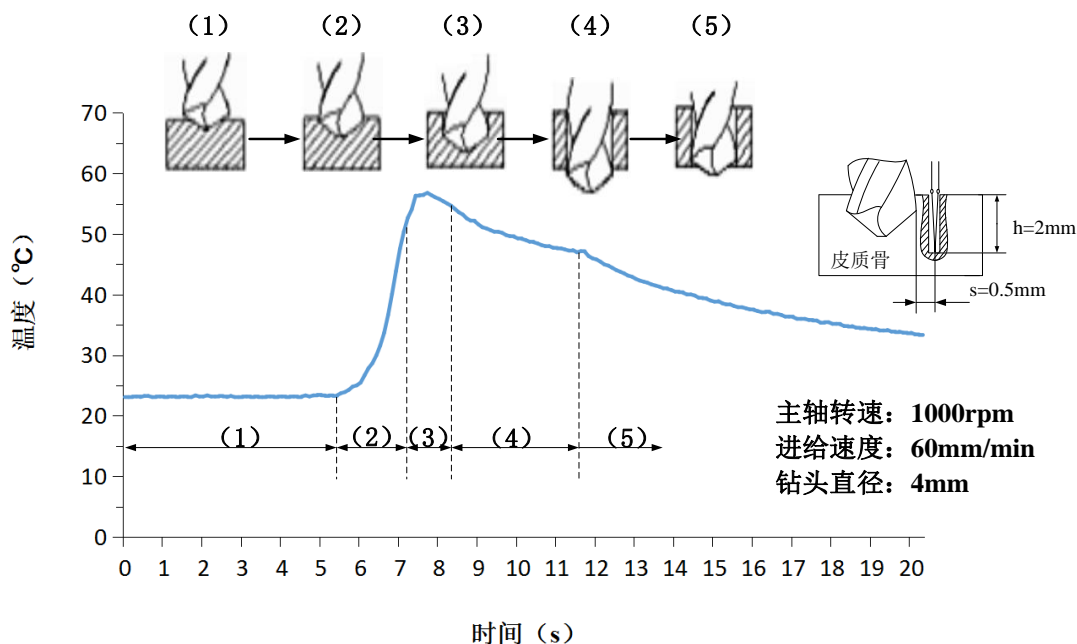


图 3.8 钻削过程中皮质骨内部温度变化规律

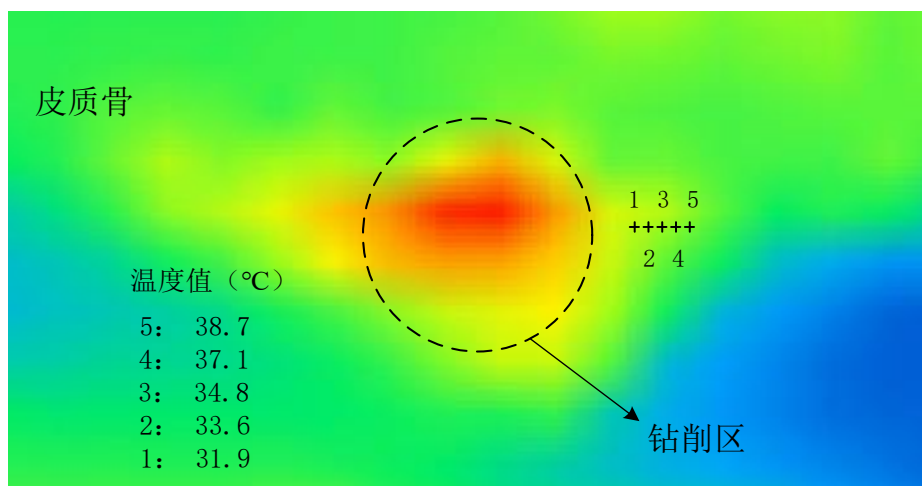


图 3.9 钻孔完成时刻皮质骨外表面温度分布

由图 3.8 可知，皮质骨钻削过程中内部温度变化规律可分为五个阶段：

- (1) 钻削初始阶段，此时麻花钻为与皮质骨接触，测温点的温度保持初始温度不变；
- (2) 随着进给运动，麻花钻的主切削刃与横刃与皮质骨接触，进行材料去除，此过程属于半封闭式加工且皮质骨材料的热传导率较低，因此温度急剧上升，并且该过程中随进给运动热源距离测温点越近时温度变化越明显；
- (3) 钻削过程持续进行，温度逐渐累积，麻花钻即将钻出皮质骨时刻，传递到测温点的温度达到最大值；
- (4) 此阶段麻花钻钻出皮质骨形成通孔，摩擦累积的热量还会传递到周围环境，故测温点温度开始下降，但由于此时钻头整体处于皮质骨通孔中，钻头的热量未散去，因此，测温点的温度下降较为缓慢；
- (5) 麻花钻完成退刀过程，刀具完全与皮质骨材料分离，热量散失加剧，测温点的温度

下降加快，直致初始温度。

图 3.9 所示为钻削完成时刻皮质骨外表面的温度分布，根据图可看出，钻削区各方向颜色不呈现对称性即钻削区附近的温度不呈现对称性，这是由于皮质骨材料为各向异性材料，但总体上距离钻削区越近温度越高。钻削过程中，皮质骨外表面始终与周围环境接触，故测量值会偏小。

3.3.3 模型验证

依据试验设计，进行了皮质骨钻削实验并记录其温度变化，并与预测模型在相同钻削条件下得到的仿真值进行对比进而验证该温度预测模型。预测温度值根据第二章节所建立的温度预测模型 2-40，运用 Matlab 进行计算，其运算程序如图 4.0 所示。通过改变模型参数的输入值即可得到不同钻削条件下、不同时刻以及不同测温位置的温度变化。不同钻削条件下，皮质骨温度随时间变化的试验值与仿真值结果如图 4.1 所示。

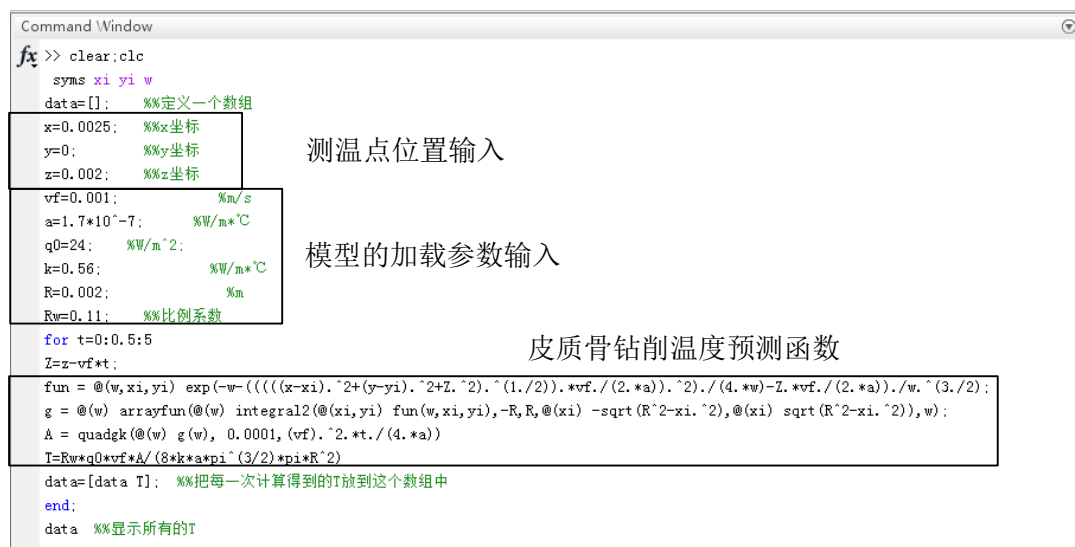
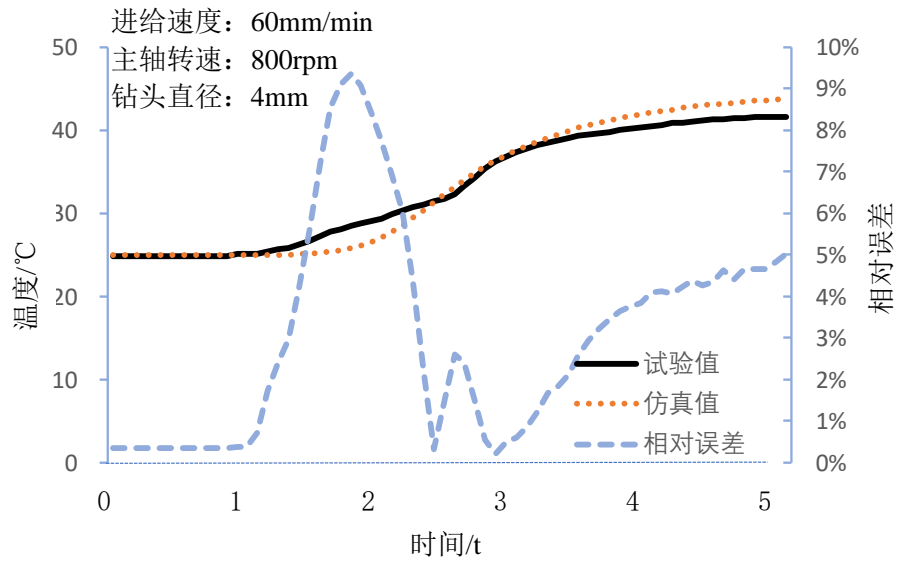
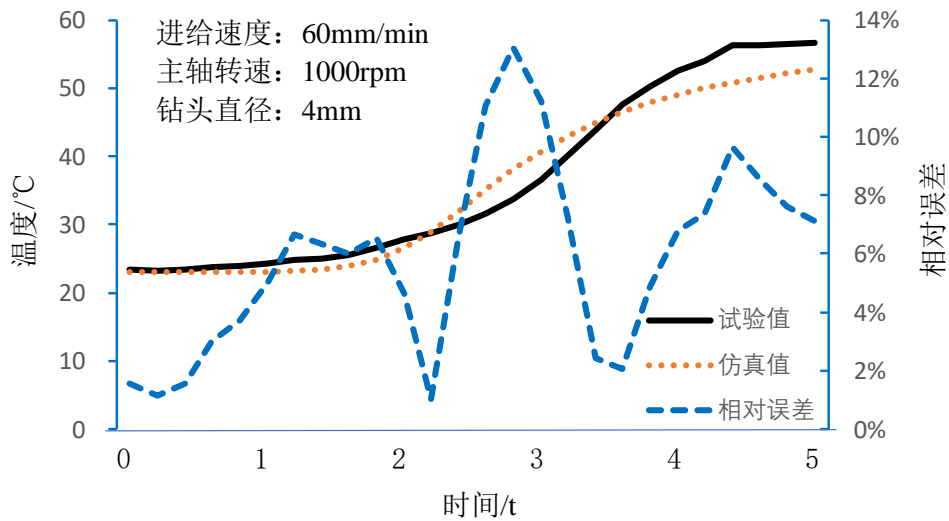


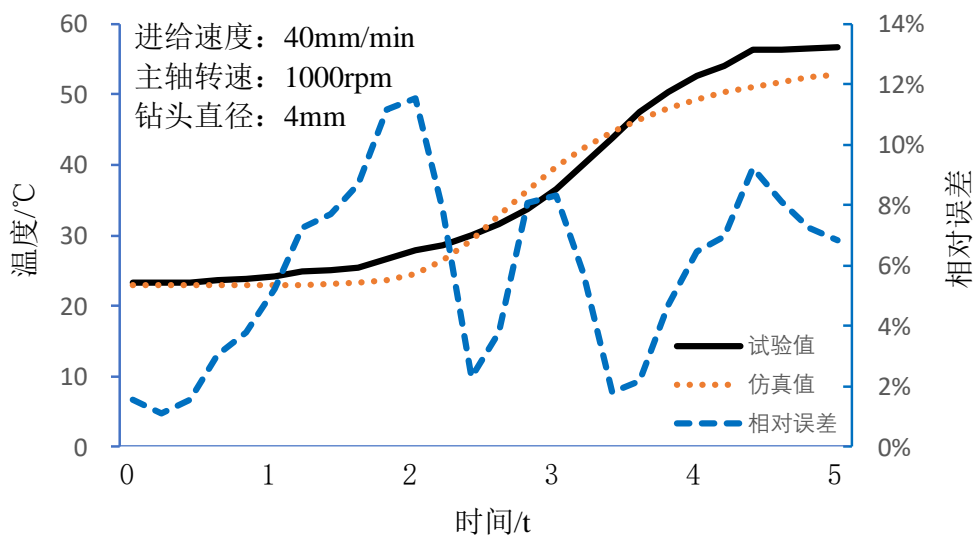
图 4.0 皮质骨钻削温度场预测模型的计算程序



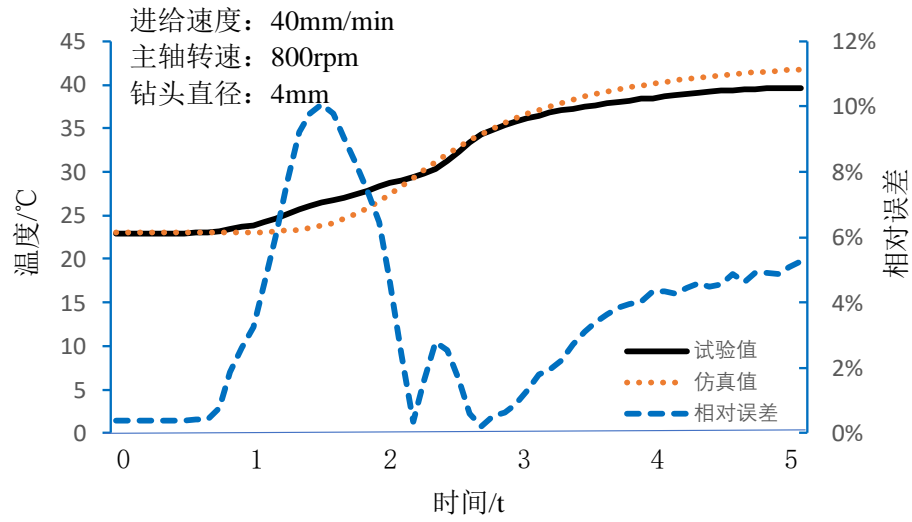
(a)



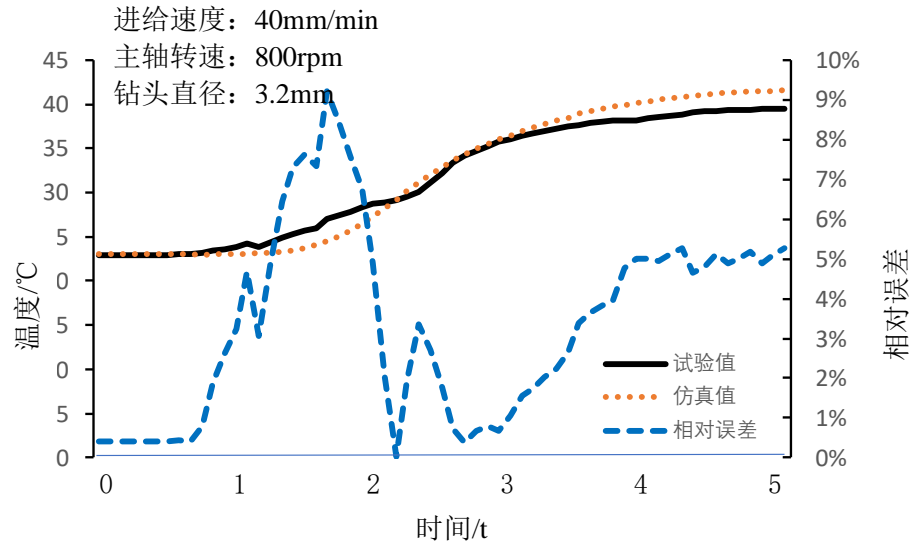
(b)



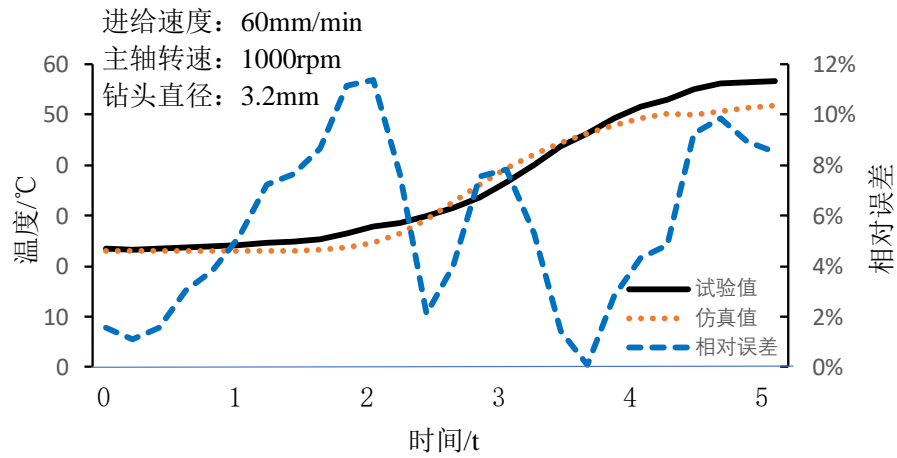
(c) 进给速度 40mm/min, 主轴转速 1000rpm, 钻头直径 4mm



(d)



(e)



(f)

图 4.1 不同钻削条件下皮质骨内温度变化的试验与仿真结果

图 4.1 中 (a)、(b)、(c)、(d)、(e)、(f) 六种钻削条件下, 热电偶的安装位置为 $(d/2+0.5, 0, 2)$ mm 处, 其中 d 为所选用医疗麻花钻的直径。根据试验和仿真结果可知, 测温点的温度总体变化规律一致, 都随时间的推移逐渐增大, 但增加速度为先快后慢, 这是由于皮质骨钻削加工过程中, 热源会持续放热, 而半封闭加工环境和皮质骨低的热传导率使产热远大于散热, 钻削热持续累积, 测温点的温度持续上升, 并且钻削过程中随着进给运动, 热源与测温点位置先靠近后距离增大, 而热源附近的温度梯度较大, 故测温点附近温升变化明显, 而当热源继续随进给运动时, 热源与测温点距离增大, 温度升高速度较慢, 故呈现增速先快后慢的规律。由试验与仿真结果, 可以得到其结果相近, 最大相对误差 $< 15\%$, 验证了所建立的模型能较好的预测皮质骨钻削过程中的温度变化。并且根据 (a)(b) 组和 (c)(d) 组的试验结果可知, 研究范围内, 主轴转速越大, 温度越高; (a)(d) 组和 (b)(c) 组的结果显示, 进给速度较大, 则温度较高; (b)(f) 组和 (d)(e) 组结果表明, 钻头直径越大, 温度越高。这是由于较大的进给速度和钻头直径时, 单位时间内切削做功较多, 故温度较高; 而主轴转速增大时, 摩擦加剧引起温度较高。

基于骨钻削手术对高温比较敏感, 研究钻削过程中最高温度对骨外科手术中控制热损伤以及术后良性恢复有重要意义。因此, 本文对上述六种钻削条件 (a)、(b)、(c)、(d)、(e)、(f) 下的试验和仿真的最高温度进行了验证, 通过计算均方根值定量分析了理论估算值与试验值在时间分布上的相对误差, 如下式所示。

$$e_{rms} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_i^n (T_g - T_c)^2} \quad (3-1)$$

$$p = \frac{e_{rms}}{T_{max}} \quad (3-2)$$

其中, $i=(1,2,...n)$ 表示测量值的个数; T_g 、 T_c 分别表示随机选取 n 个时刻时对应的温度预测值与试验值; T_{max} 表示最大温度值, 则不同钻削条件下, 最大温度误差与均方根误差值如表 3.6 所示。

表 3.6 不同钻削条件下模型预测值与试验值误差对比

钻削条件	最高温度 (°C)		最大值误差 (%)	e_{rms} (°C)	P (%)
	试验值	预测值			
(a)	39.7	41.8	5.3	1.41	3.5
(b)	56.8	52.7	7.2	2.78	4.9
(c)	45.2	47.9	6.0	1.19	2.6
(d)	39.1	39.8	1.8	0.80	2.0
(e)	56.64	51.81	8.5	2.31	4.1
(f)	39.51	41.59	5.3	1.54	3.9

根据表 3.6, 皮质骨钻孔过程中温度预测模型的预测值与实验值间最大误差为 8.5%, 均方根误差值都较小 ($< 5\%$), 属于合理的误差范围。因此, 第二章节建立的温度场预

测模型能准确预测钻削过程中皮质骨的温度变化。上述的验证仅针对于同一测温点进行，为增加模型的可靠性，以皮质骨刚被钻透时刻（此时钻削热累计最高，温升达到最大）研究不同钻削条件下，皮质骨上表面沿径向 x （图 4.2 所示）的温度分布规律，进一步验证预测模型。表 3.7 所示为该时刻下钻削条件为（a）、（b）、（c）、（d）、（e）、（f）时，皮质骨上表面沿径向 x 变化的温度试验值与预测值的结果。

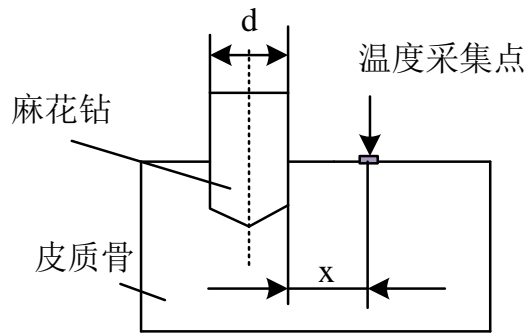


图 4.2 测量位置

（d 是麻花钻的直径；x 是距皮质骨钻削孔壁的径向距离）

表 3.7 皮质骨上表面沿径向 x 温度分布的试验与仿真结果

钻削 条件 径向 距离 x	(a)		(b)		(c)		(d)		(e)		(f)	
	试 验 值	仿 真 值	试 验 值	仿 真 值	试 验 值	仿 真 值	试 验 值	仿 真 值	试 验 值	仿 真 值	试 验 值	仿 真 值
0.1mm	35.5	35.2	38.7	39.0	37.1	37.3	34.1	32.8	34.4	34.7	33.6	32.4
0.2mm	34.2	34.0	37.1	37.5	35.6	35.2	32.2	31.8	33.0	33.3	31.4	31.1
0.3mm	33.1	32.9	34.8	36.0	33.9	35.1	30.9	30.9	32.3	31.9	30.2	30.8
0.4mm	32.2	31.8	33.6	34.6	33.6	34.1	29.7	30.0	31.6	30.6	29.1	29.2
0.5mm	31.5	30.8	31.9	33.3	31.8	33.1	28.8	29.3	30.9	30.2	27.9	28.3

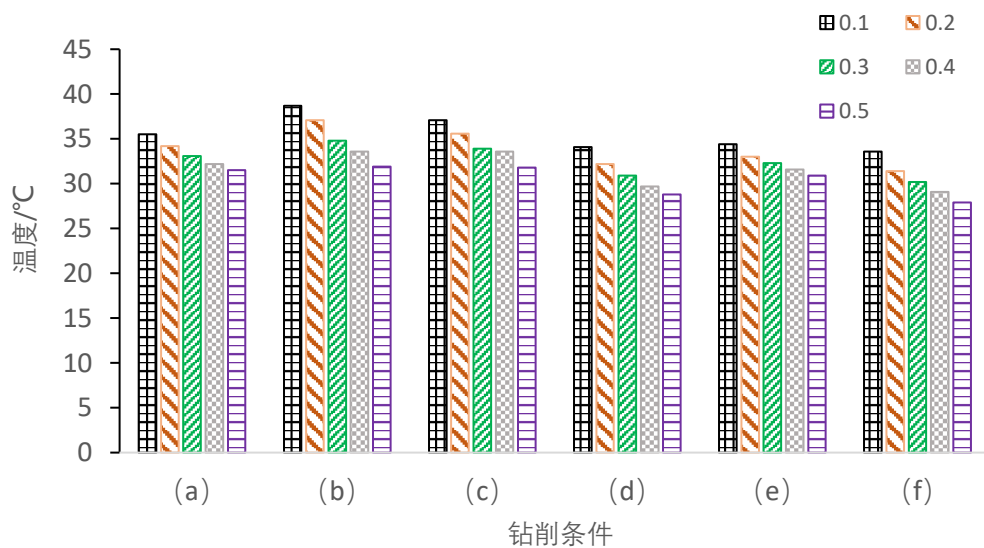


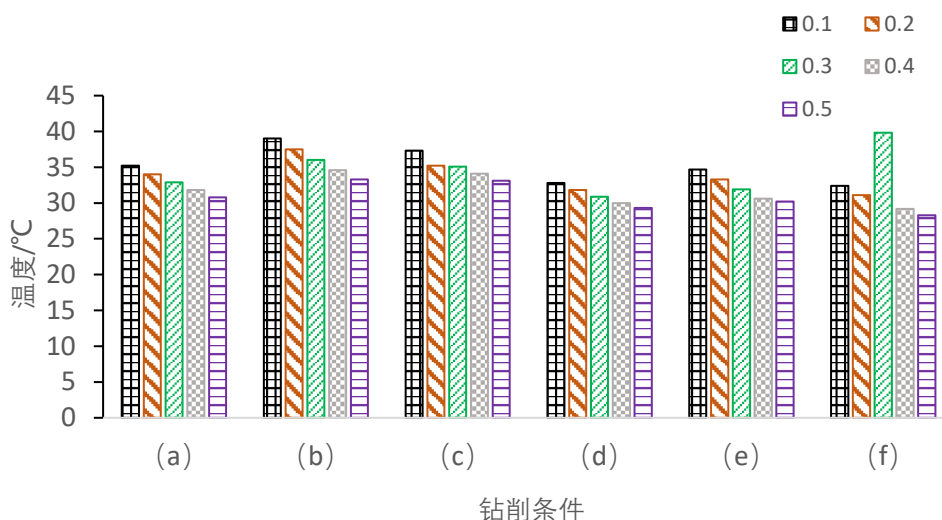
图 4.3 不同钻削条件下皮质骨上表面沿径向 x 变化的温度试验值图 4.4 不同钻削条件下皮质骨上表面沿径向 x 变化的温度仿真值

图 4.3 和图 4.4 表示不同钻削条件下，皮质骨上表面沿径向 x 温度分布的试验与仿真结果，结合表 3.6 可以得到以下结论：

(1) 不同钻削条件下，皮质骨上表面沿径向 x 温度分布的试验值与模型预测结果具有相同的变化趋势，随径向距离的增加皮质骨的温度降低。这是因为钻削过程中，热源主要集中在钻孔附近。因此越靠近钻削区，皮质骨的温度越高，并且皮质骨低的热传导性，使钻削温度的扩散存在一定的滞后性，故距离钻削孔越远温度越低。

(2) 主轴转速、进给速度、钻头直径的增加均会导致皮质骨温度的上升，但区别于金属材料，主轴转速的增加并不会引起皮质骨温度的大幅度增加。并且本研究针对医疗骨外科手术其钻头直径小于 4mm，因此，钻头直径增加时，皮质骨的温度变化也较小。

综上验证，本文所建立的皮质骨钻削温度场预测模型能较为准确地预测钻削过程中的温度分布。针对存在的误差，分析了其可能的因素，包括预测模型建立过程中进行的适当的理想化假设（皮质骨的材料属性简化为各向同性、实际的热源形状较为复杂且热流呈非均匀分布、未考虑皮质骨钻削孔壁与麻花钻间隙的对流换热等）以及试验过程中存在一定的测量误差。

3.4 本章小节

本章节搭建了皮质骨钻削试验平台，并设计试验研究了皮质骨钻削过程中的温度变化规律。通过对比不同钻削条件下，不同测温点的皮质骨温度变化的试验和仿真结果，得到如下结论：通过共轭梯度法结合试验反演计算得到了皮质骨的能量分配系数为 11.7%；验证了上一章节建立的皮质骨温度场预测模型的准确性解释了皮质骨温度变化规律以及模型误差存在可能的原因；主轴转速、进给速度、钻头直径的增加都会导致皮质骨温度的上升，但区别于金属材料，温度变化相对较小；皮质骨上表面温度随径向距

离 x 的增加而较小。

第四章 不同钻削条件下皮质骨热影响区的研究

骨骼因热损伤导致骨坏死并且保持生物活性的极限温度为 50°C ^[46]。本研究中引入热影响区 **HAZ** (heat affected zone) 描述皮质骨钻削过程中因热损伤产生骨坏死的区域，在钻削过程中定义皮质骨温度超过 50°C 区域沿径向的距离为该钻削条件下热影响区。对于皮质骨钻削过程中热影响区的研究，虽然数学模型可以理论上解释温度分布规律，但它有一定的局限性。因此本节建立了皮质骨钻削的有限元模型，直观上观察钻削过程中的热影响区变化。基于第二章节建立的数学模型模拟分析了不同深度以及不同径向距离的温度分布，并计算了特定钻削条件下皮质骨的热影响区，旨在为医疗骨外科手术提供理论依据，使手术过程中的热影响区尽可能的减小。

4.1 皮质骨钻削的有限元模型

4.1.1 有限元软件介绍

近年来随着计算机技术的发展，有限元技术已广泛应用于科学技术领域，有限元分析可将复杂问题简单化，节约大量的时间成本、人力物力成本。针对不同领域问题的有限元分析衍生了许多的有限元分析软件，包括 ANSYS、PHOENICS、ABAQUS、FLUENT 等。

作为广泛应用的三维有限元软件，ABAQUS 在解决复杂非线性问题方面具有优势，不仅可以执行简单零部件的热力学分析，还可以做复杂系统的分析和研究。ABAQUS 具有丰富的材料库，可执行许多工程领域问题模拟分析，其强大的建模功能以及其他建模软件的兼容性使其仿真模拟更加直观。基于 ABAQUS 在动态模拟中强大的分析能力及其结果的可靠性，本节采用 ABAQUS 模拟皮质骨钻孔过程，并分析其温度分布与热影响区变化。其具体的建模过程如图 4.1 所示。

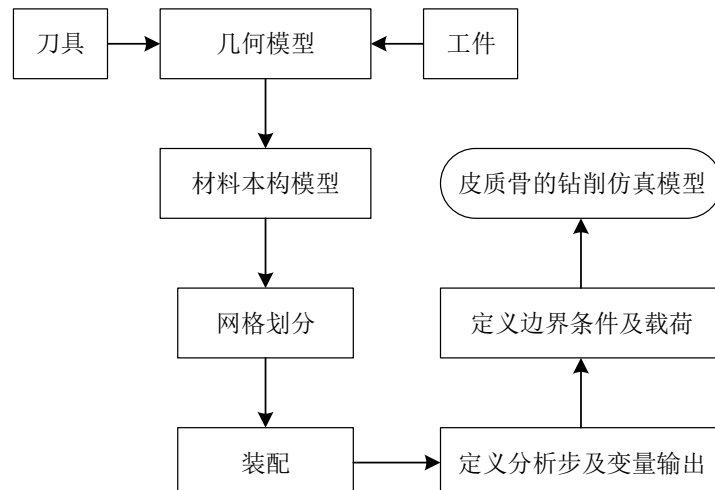


图 4.1 皮质骨钻削有限元建模流程

4.1.2 几何模型建立及材料属性设置

首先建立刀具和工件的几何模型，麻花钻刀具结构的复杂性使其使用 ABAQUS 单独建模较为困难，故采用 UG 建立了麻花钻的几何模型（.step 格式）导入，其模型参数参照表 3.2。而皮质骨工件材料依据文献^[47]，简化为厚度为 5mm，直径为 6mm 的圆盘状。工件与刀具的材料属性设置如表 3.1 所示。其次，材料的本构模型是反映材料的应力、应变的变化关系，而钻削过程中的温度、应变速率、摩擦系数等都是其影响因素，因此材料本构模型的选择对模拟结果具有影响。本研究针对皮质骨钻削温度的研究，而在本构模型库中，Johnson-Cook 能很好的模拟材料的流动应力变化，参考文献^[48,49]，本节钻削仿真模型的材料本构选用 Johnson-Cook 模型，应力表达式如下：

$$\sigma = (A + B\varepsilon^n) \left[1 + C \cdot \ln\left(\frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0}\right) \right] \left[1 - \left(\frac{T - T_r}{T_m - T_r}\right)^m \right] \quad (4-1)$$

其中： σ --总的流动应力（MPa）；

ε --等效塑性应变；

$\dot{\varepsilon}$ --等效塑性应变速率；

$\dot{\varepsilon}_0$ --静态塑性应变速率；

A--屈服应力（MPa）；

B--加工硬化模量（MPa）；

C--应变率敏感性系数；

n--硬化系数；

T_m --熔化温度； T_r --室温；

m--热软化系数。

表 4.1 皮质骨材料的 Johnson-Cook 模型参数

A (MPa)	B (MPa)	C	n	m	T_m (°C)
50	101	0.03	0.08	1.03	1300

皮质骨材料的 Johnson-Cook 模型参数如表 4.1 所示，其钻削装配模型如图 4.2 所示。

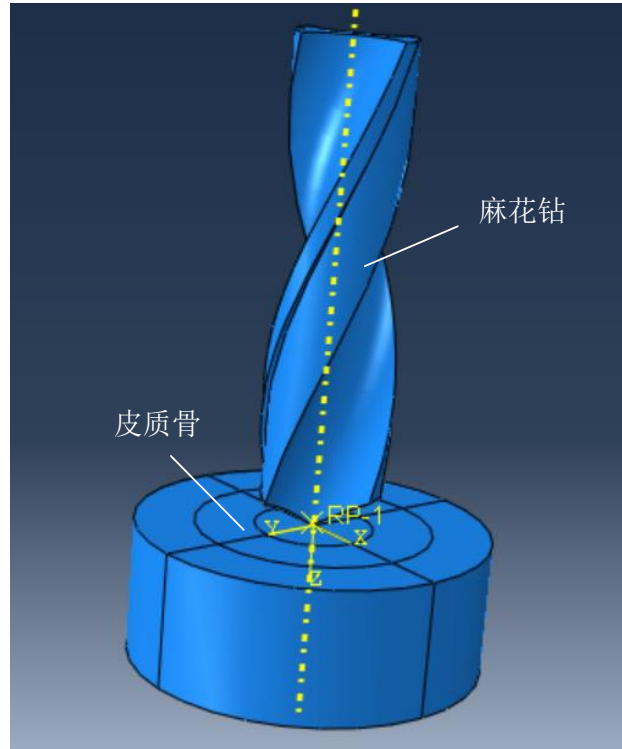


图 4.2 皮质骨钻削仿真模型装配结果

4.1.3 接触条件设置

皮质骨钻削仿真模型中摩擦模型的选取对仿真结果以及模型的准确性起关键作用。目前常用的摩擦模型包括剪切模型、混合摩擦模型以及库伦模型。考虑到皮质骨钻削过程中刀具、切屑间复杂的摩擦关系，库伦模型是描述钻削中复杂的摩擦关系常用的模型。在实际的钻削加工，可将钻削区划分为滑动区和粘结区，其中滑动区刀具正应力较小，属于外摩擦；而粘结区刀具与工件间的压力较大，属于内摩擦，温度较高。库伦模型的表达式如下：

$$\begin{cases} \tau_f = \tau_s & \tau_s < \mu\sigma_n & (\text{粘结区}) \\ \tau_f = \mu\sigma_n & \tau_s \geq \mu\sigma_n & (\text{滑动区}) \end{cases} \quad (4-2)$$

其中： τ_f 表示摩擦应力；

σ_n 表示接触面正应力；

μ 表示摩擦系数；

τ_s 表示剪切屈服应力。

4.1.4 载荷加载及网格划分

要使皮质骨钻削的有限元模型正常运行还需对工件材料（皮质骨）以及刀具（医疗麻花钻）的运动状态进行约束。根据实际皮质骨钻削试验可知，皮质骨钻削过程中工件材料皮质骨处于全约束状态，而医用麻花钻需要设置其进给速度与主轴转速，运动参数

约束通过 ABAQUS 中 Load 模块设置, 如图 4.3 和 4.4 所示。

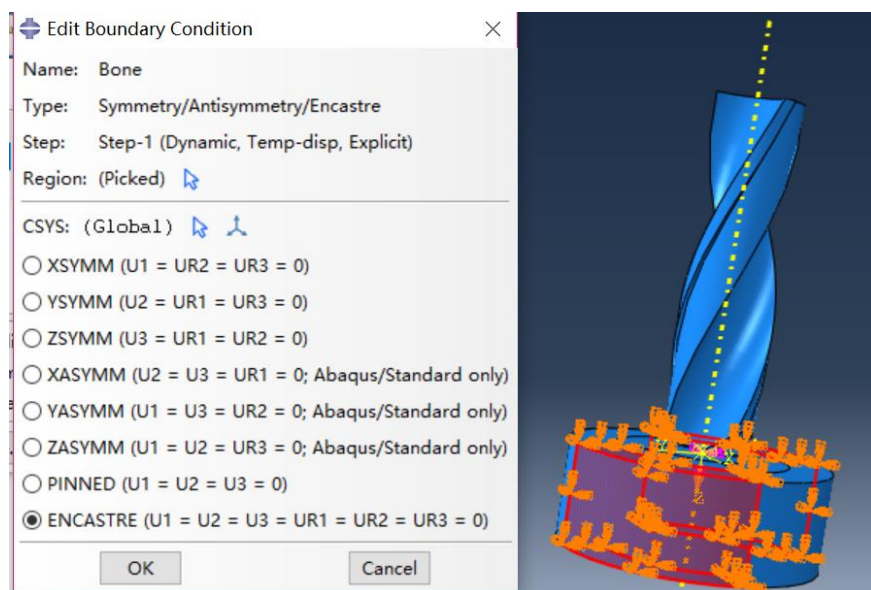


图 4.3 皮质骨钻削过程中工件的运动约束

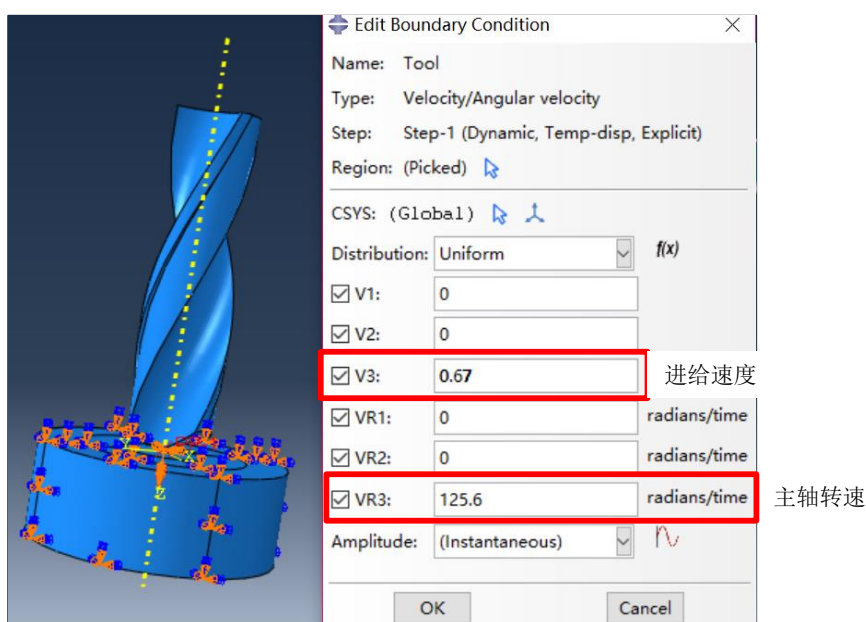


图 4.4 皮质骨钻削过程中刀具的运动状态约束

最后对刀具和工件进行网格划分, 网格划分对钻削模拟的运行速度以及模拟结果的精确性都有重要的影响, 故工件与刀具采用不同的划分方式。麻花钻结构复杂, 采用自由网格划分的四面体单元, 而对于工件材料, 为提高计算精度的基础上加快分析速度, 故对钻削区细化网格密度, 而其余区域采用间距较宽的网格密度。其网格划分结果如图 4.5 所示。

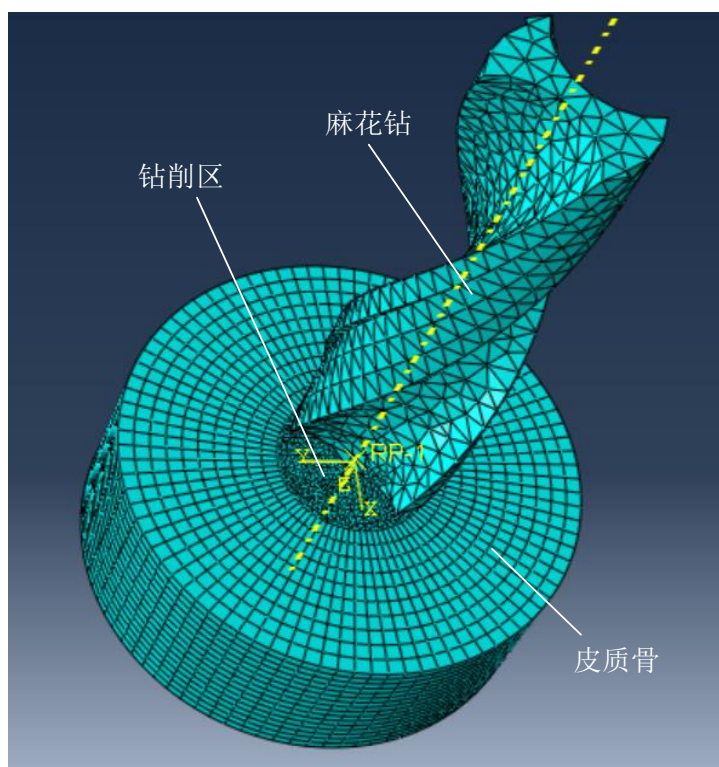


图 4.5 皮质骨钻削仿真模型的网格划分

4.2 皮质骨钻削仿真模型的验证

本研究旨在研究皮质骨钻削中的温度分布，故通过对比不同钻削条件下皮质骨钻削温度的试验值与有限元仿真结果，有限元模型验证方案如表 4.2 所示，其试验在第三章搭建的皮质骨钻削试验平台上进行，每组试验进行 3 次以减小偶然误差。

表 4.2 有限元验证试验方案

序号	钻头直径 (mm)	主轴转速 (rpm)	进给速度 (mm/min)
1	4	1000	60
2	4	800	40

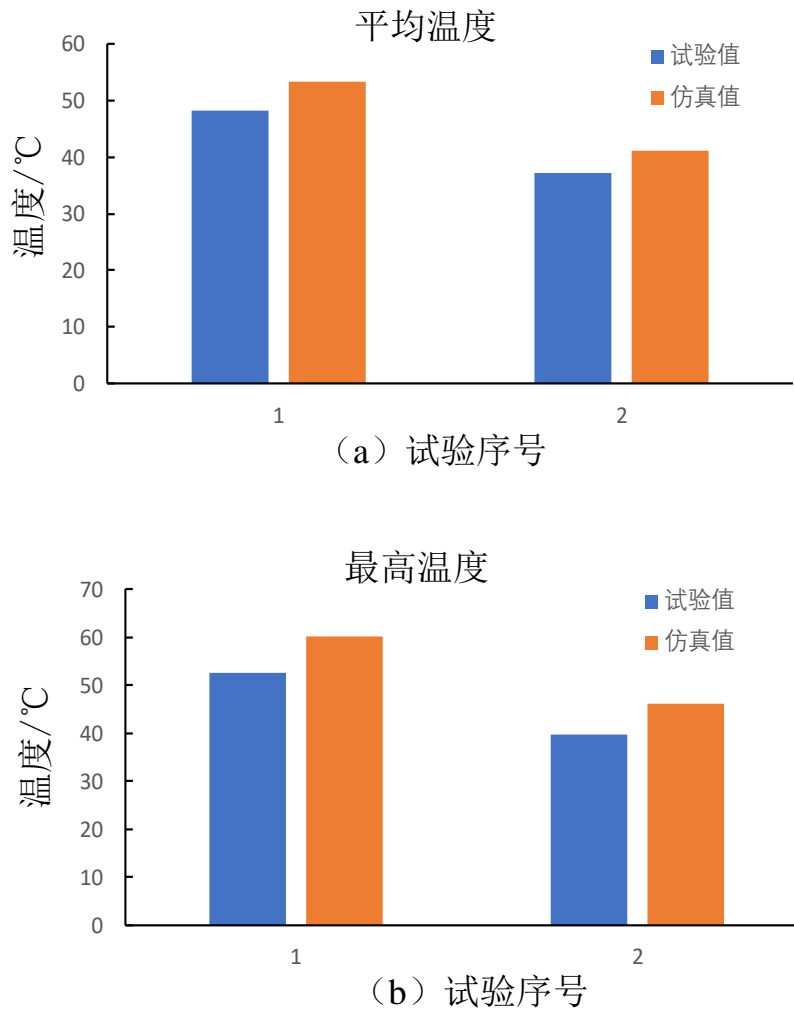


图 4.6 试验与仿真结果

图 4.6 为皮质骨钻削过程中稳定钻削区的平均温度以及最高温度的试验与有限元仿真的结果对比。根据对比结果发现仿真结果与试验结果存在一定的误差，产生的主要原因包括有限元建模过程中材料本构模型的应力应变关系与实际情况存在差异，建模过程中进行的简化会导致差异产生以及试验过程中测量可能存在人为误差。但总体差异较小，可以在一定程度上反映皮质骨钻孔过程中的温度分布规律，有利于宏观上观测钻孔中皮质骨的温度分布与热影响区。根据图示，我们还可以得到，相同钻削条件下，主轴转速与进给速度同时增大，皮质骨的温度也会增加。

4.3 皮质骨热影响区的分析

通过皮质骨钻削的有限元模型进行模拟仿真，直观的观察钻削过程中皮质骨的温度分布以及热影响区变化。图 4.7 所示为在钻削条件（钻头直径 4mm，主轴转速 1000rpm，进给速度 60mm/min）下，不同时刻的皮质骨温度分布，其中仿真过程中麻花钻的初始

温度取 25°C ，而皮质骨试件温度设置为 37°C 。由图 4.7 可知，钻削过程中皮质骨温度主要集中在钻孔区附近，越靠近钻孔区温度越高且温度分布呈环形；热影响区是随进给运动变化的，在皮质骨即将形成通孔时达到最大。

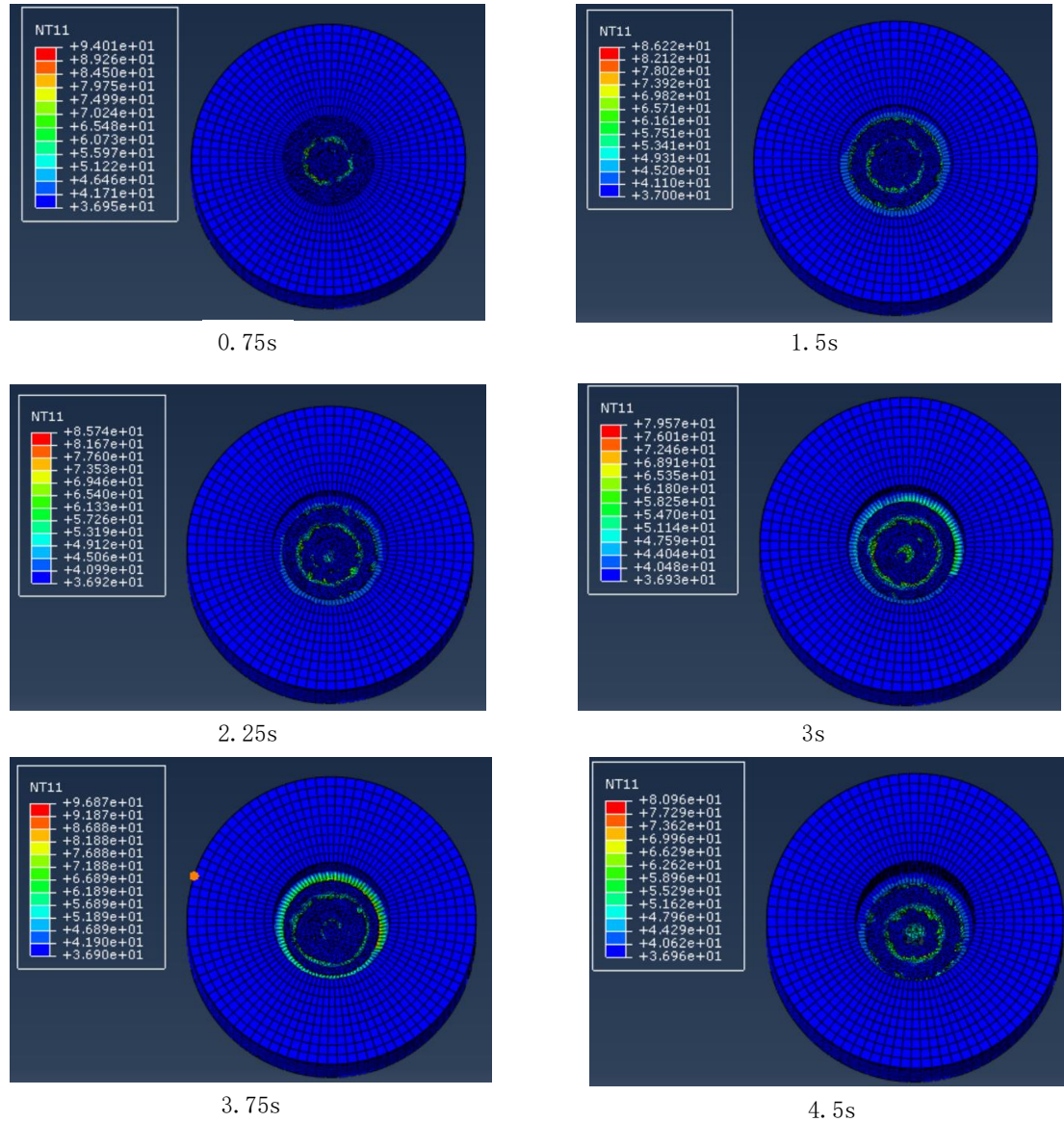


图 4.7 不同时刻的皮质骨温度分布

(钻头直径: 4mm; 主轴转速: 1000rpm; 进给速度: 60mm/min)

不同深度的皮质骨钻削温度分布结果显示，钻削过程中皮质骨处于中间位置时 ($z=2.5\text{mm}$) 的温度峰值最高，因此在本节关于热影响区的研究中，取测温深度为 2.5mm。研究表明主轴转速是影响钻削温度的最主要的参数之一，因此，研究特定主轴转速下的热影响区有重要的意义。本节计算了主轴转速为 800rpm 和 1000rpm 下的热影响区。

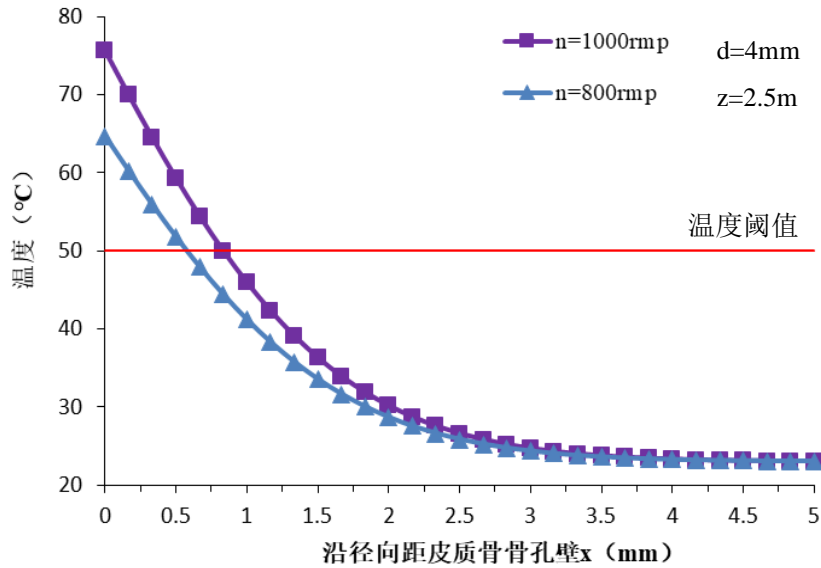


图 4.8 不同转速下的热影响区

图 4.8 所示为进给速度取 60mm/min, 钻头直径取 4mm 时, 主轴转速分别为 800rpm、1000rpm 的热影响区计算结果。根据其结果可知主轴转速为 800rpm 时, 沿径向温度 $\geq 50^{\circ}\text{C}$ 的范围为 0.68mm 即 HAZ 为 0.68mm。相同条件下, 主轴转速为 1000rpm 时, HAZ 为 0.81mm。主轴转速较大时, 热影响区较大, 这是由于转速增大, 相同时间内摩擦产热增加, 热量增加致使皮质骨温度上升, 进而使热影响区增大, 且由图 4.8 可观察到, 皮质骨钻削温度沿径向 x 呈指数形式下降。

4.4 不同深度处的皮质骨温度分布

由已建立的皮质骨钻削过程中的温度场数学模型, 预测皮质骨在指定钻削条件下, 不同深度处的温度分布。模拟过程中, 初始温度设置为 23°C , 医疗麻花钻的直径为 4mm, 钻削的主轴转速 n 取 1000rpm, 进给速度取 60mm/min, 测温点径向距离钻削孔壁 $x=0.5\text{mm}$, 其皮质骨的钻削厚度为 4mm。图 4.9 所示其不同深度处的皮质骨温度分布结果。

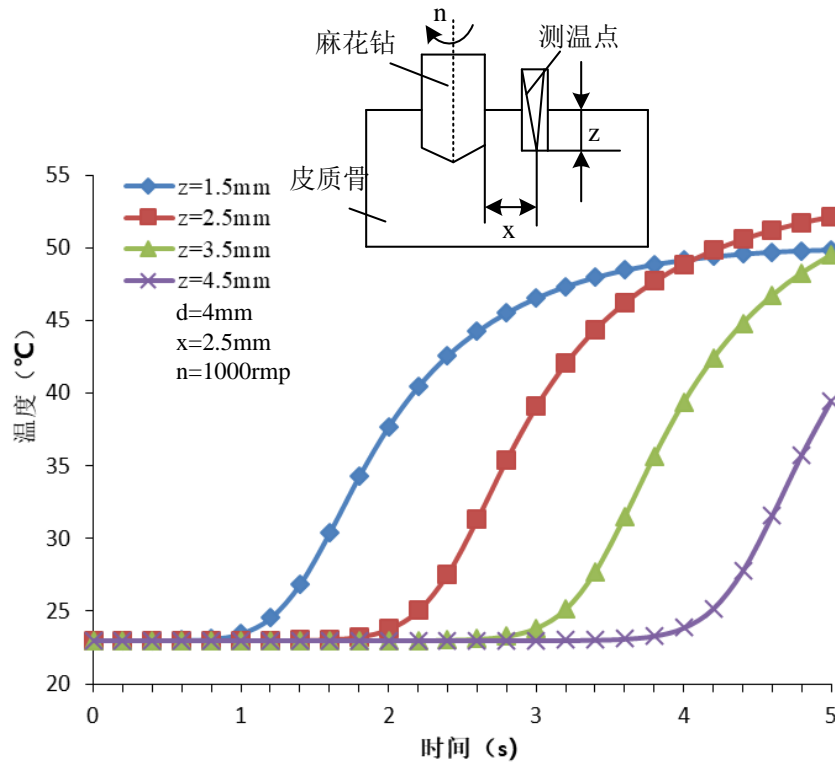


图 4.9 不同深度皮质骨温度随时间变化

图中 z 表示测量深度， d 为麻花钻的直径，图示结果表明：深度对皮质骨温度分布的影响较大，深度 $z=1.5\text{mm}$ 处，皮质骨温度上升最早，深度越大皮质骨温度上升的越晚，但在皮质骨即将被钻透时刻，温度都达到了峰值，其中皮质骨中间深度处即 $z=2.5\text{mm}$ 处时，温度峰值达到最大为 51.7°C ，而深度 $z=4.5\text{mm}$ 时皮质骨温度的峰值最低。产生以上结果的原因是皮质骨钻削过程中，热源随进给运动而移动，钻削开始时刻，深度较小的区域距离钻削区较近，温度梯度较大，热源传到该位置的时间较短，故深度较小的位置皮质骨温度上升的最早，其次参考文献^[51]，深度在皮质骨中间位置时 ($z=2.5\text{mm}$)，钻削热散失最慢，热量集中故此处温度值达到最大。

以测温点径向距离为定值 ($x=0.5\text{mm}$)，不同深度的皮质骨温度分布的研究为基础，结合实际的皮质骨钻削中，针对径向距皮质骨骨孔小于 0.5mm 的温度测量时，传统的测温方法（热电偶法、红外热像仪法）难以测量而该区域恰是发生骨热损伤的高频区。因此我们分析了不同径向距离 ($x=0, 0.1, 0.2, 0.3$ 和 0.4mm) 且不同深度 ($z=0, 1, 2, 3$ 和 4mm) 处共同引起的温度变化，其结果如图 4.10 所示。

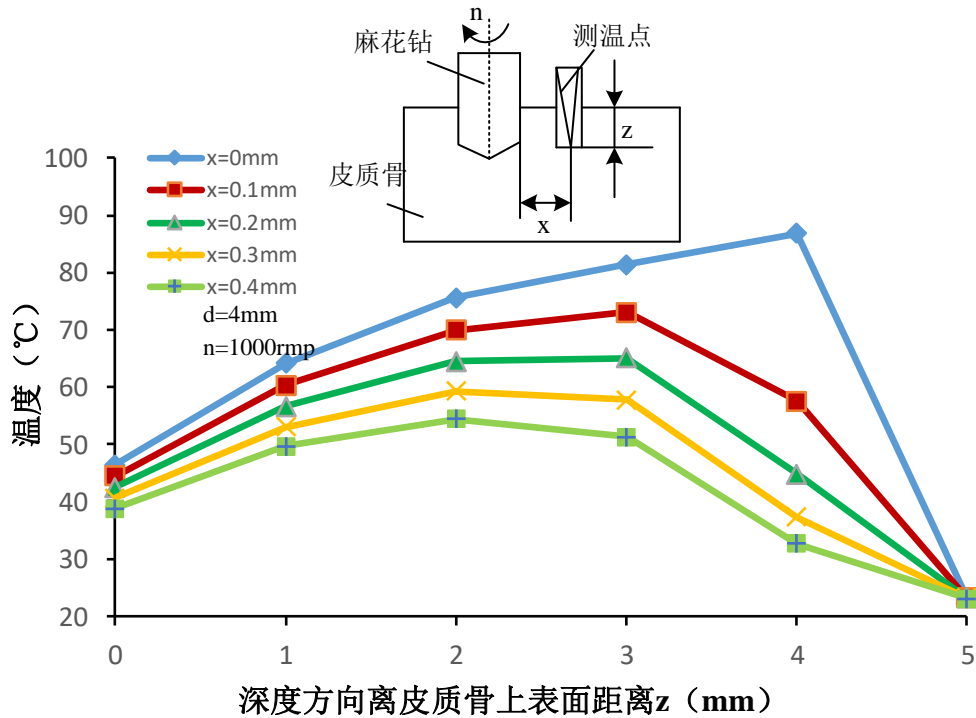


图 4.10 不同深度和径向距离处的皮质骨温度分布

结果显示：距离皮质骨钻削区越近则温度越高，最大温度出现在 $x=0\text{mm}$ ， $z=4\text{mm}$ 处，高达 86.9°C ；在深度 $z=4\text{mm}$ 时沿径向 x 的温度差值最大，当径向距离为 0.4mm 时，不同深度的峰值温度差值达 32.4°C ；皮质骨钻削温度沿径向距离的增大而减小，规律呈非线性，这是由于皮质骨的导热系数较低，热传递具有滞后性；随钻削深度的增加温度也随之上升，当皮质骨试件即将形成通孔时温度达到最大，这是由于刀具摩擦产热累积，使温度持续上升，而当继续钻削时，钻头钻透皮质骨形成通孔，热量散失加快，温度开始下降。

4.5 本章小节

本章节首先引入了热影响区 (HAZ) 的概念，描述了皮质骨钻削过程中因热损伤产生骨坏死的区域，其次建立了皮质骨钻削的三维有限元模型，并设计试验验证模型的正确性。在此基础上，结合第二章节建立的皮质骨钻削温度预测数学模型，分析了不同深度 z 以及径向距离 x 时，皮质骨的温度分布规律，模拟仿真了皮质骨钻削过程并观察其热影响区变化，运用数学模型计算了钻头直径为 4mm 、进给速度为 60mm/min 时，主轴转速为 800rpm 、 1000rpm 对应的热影响区，得出以下结论：

该有限元模型能较为准确的模拟皮质骨钻削过程中的温度分布，宏观上观察了皮质骨钻削过程中的热影响区分布；深度 $z=1.5\text{mm}$ 处，皮质骨温度上升最早，随着深度的增加，皮质骨温度上升越晚；当皮质骨即将被钻透时，不同深度处的温度都达到峰值，其

中深度 $z=2.5\text{mm}$ 处,峰值温度最高达到 51.7°C ;钻头直径为 4mm ,进给速度为 60mm/min 时,主轴转速为 800rpm 、 1000rpm 对应的热影响区分别为 0.68mm 、 0.81mm ;皮质骨温度沿径向 x 呈指数形式下降。

第五章 结论与展望

5.1 研究结论

骨钻削是医疗骨外科手术中的一项基本操作，皮质骨材料具有生物活性，对高温比较敏感。而钻削过程中的热量排出较为困难。如果钻削温度超过骨组织能承受的阈值，便会产生热损伤，热损伤会影响骨组织术后恢复，严重的热损伤会导致骨坏死。因此，对皮质骨钻削中的温度控制是故外科手术成功的关键因素。本文通过研究皮质骨钻削过程中的温度分布，预测钻削产生的热影响区，旨在为骨外科手术提供依据，其主要研究内容和主要成果如下：

(1) 在传热学基础上，推导了皮质骨钻削过程中的热传导微分方程，并对其求解所需的单值性条件经行约束。通过对热源模型以及其运动分析，运用热源法得到了静止点热源的温度分布，据此推导出移动点热源的温度分布，最后得到符合实际热源的温度分布。

(2) 搭建了皮质骨钻削试验平台，通过对比不同钻削条件下的预测与试验结果发现误差小于 15%，验证了已建立的皮质骨钻削温度场预测模型的准确性，并分析温度变化规律。结果表明：主轴转速、进给速度、钻头直径的增大都会导致皮质骨温度的上升，但区别于金属材料，其温度变化幅度较小。

(3) 通过共轭梯度法结合试验数据反演计算了皮质骨的能量分配系数，计算结果为 11.7%，并根据预测模型得到：深度 $z=1.5\text{mm}$ 处，皮质骨温度上升最早，随深度的增加，皮质骨上升的越晚；当皮质骨即将被钻透时，温度达到峰值，且深度 $z=2.5\text{mm}$ 处，峰值温度最高，达到 51.7°C 。

(4) 运用有限元软件 ABAQUS 建立了皮质骨钻削的三维有限元模型，动态模拟了皮质骨钻削过程中的温度变化与热影响区。结合皮质骨温度预测数学模型计算得到，钻头直径为 4mm ，进给速度为 60mm/min ，主轴转速为 800rpm 、 1000rpm 时，皮质骨的热影响区分别为 0.68mm 和 0.81mm 。

5.2 研究展望

本文对皮质骨钻削温度分布与热影响区的研究，在以下方面仍有不足：

(1) 实际骨钻削过程中，热源较为复杂，建模过程中对其进行了简化，后续的研究中应尽可能使模型接近实际钻削。

(2) 骨材料包括皮质骨与松质骨，本研究仅针对皮质骨部分，未考虑松质骨，且本研究建立的温度模型是干切削条件下的。

(3) 本文研究中刀具类型为常规的医疗麻花钻，后续的研究中可添加对新型麻花

钻的研究，比如（具有微织构结构的麻花钻）。

参考文献

- [1] Augustin G, Davila S, Udilljak T, et al. Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill[J]. International Orthopaedics, 2012, 36(7):1449.
- [2] 筱克, 谢群, 季林红,等. 微创钻骨系统切削参数对切削力与温度的影响[J]. 机械设计与制造, 2009(2):264-266.
- [3] 张青云. 基于 ABAQUS 的皮质骨钻削性能的仿真和试验研究[D].天津理工大学,2014.
- [4] A. R. Eriksson, T. Albrektsson, B. Grane and D. McQueen. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects[J]. International Journal of Oral Surgery, 1983,11:115-121.
- [5] A. R. Eriksson and T. Albrektsson. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit[J]. Journal of Prosthetic Dentistry,1983, 50: 101-107.
- [6] W. Allan, E. D. Williams and C. J. Kerawala. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws[J]. British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery, 2005,43:314-319.
- [7] Augustin G, Zigman T, Davila S, et al. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis[J]. Journal of Clinical Biomech, 2012,27(4):313-25.
- [8] Pandey R K, Panda S S. Drilling of bone: A comprehensive review[J]. Journal of Clinical Orthopaedics & Trauma, 2013, 4(1):15-30.
- [9] Bertollo N, Walsh WR. Drilling of bone: Practicality, Limitations and Complications Associated with Surgical Drill-Bits[M]. Biomechanics in Applications. Dr Vaclav Klika(Ed),ISBN,978-953-307-969-1.
- [10] Feldmann A, Wandel J, Zysset P. Reducing temperature elevation of robotic bone drilling[J]. Medical Engineering & Physics, 2016,38(12):1495-1504.
- [11] Vishal Gupta, Pulak M.Pandey et al. Effect of Various Parameters on the Temperature Distribution in Conventional and Diamond Coated Hollow Tool Bone Drilling: A Comparative Study[J]. Procedia Engineering ,2017,184,90-98.
- [12] 江汪彪. 微织构医疗钻头骨钻削温度及刀具磨损研究[D]. 天津理工大学, 2017.
- [13] S.Sezek, B.Aksakal et al. Influence of drill parameters on bone temperature and necrosis: A FEM modelling and in vitro experiments[J]. Computational Materials Science 2012,60:13-18.
- [14] 张月. 超声振动切削在皮质骨切削中的应用[A]. 中国机械工程学会特种加工分会.第 16 届全国特种加工学术会议论文集(下) [C].中国机械工程学会特种加工分会:中国机械工程学会,2015:9.
- [15] M. A. Davies, T. Ueda, R. MSaoubi et al. On The Measurement of Temperature in Material Removal processes[J]. CIRP Annals-Manufacturing Technology, 2007,56(2):581-604.
- [16] 陈雷明,杨润泽,张治.钻削温度测量方法研究[J].工具技术,2010,44(09):65-67.

- [17] Marković Aleksa, Lazić Zoran, Mišić Tijana et al. Effect of surgical drill guide and irrigants temperature on thermal bone changes during drilling implant sites: Thermographic analysis on bovine ribs[J]. Human & Veterinary Medicine, 2016, 73(8): 744-750.
- [18] Arne Feldmann, Philipp Ganer, Lutz Nolte et al. Orthogonal cutting of cortical bone: Temperature elevation and fracture toughness[J]. International Journal of Machine Tools & Manufacture, 2017, 118: 1-11.
- [19] 苏哩莉, 胡亚辉, 江汪彪, 薛国彬. 基于各向异性皮质骨的钻削温度研究[J]. 工具技术, 2017, 51(02): 52-55.
- [20] Vishal Gupta, Pulak M. Pandey, Asit R. Mridha. Effect of Various Parameters on the Temperature Distribution in Conventional and Diamond Coated Hollow Tool Bone Drilling: A Comparative Study[J]. Procedia Engineering, 2017(04), 74.
- [21] H.C.Shin, Y.S.Yoon. Bone temperature estimation during orthopaedic round bur milling operations[J]. Journal of Biomechanics, 2006, 39: 33-39.
- [22] Udiljak T, Ciglar D, Skoric S. Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis[J]. Advances in Production Engineering & Management, 2007.
- [23] 刘森. 骨铣削过程中切削力和温度的仿真与实验研究[D]. 哈尔滨工业大学, 2014.
- [24] 宋金榜, 陈明, 赵梓涵, 文亮. 高速微细骨钻过程中切削力与切削温度试验研究[J]. 机械设计与制造, 2015(04): 137-143.
- [25] Jaeger J C. Moving Sources of Heat and the Temperature of Sliding Contacts[J]. J. & Proc. roy. soc. new South Wales, 1942, 76.
- [26] Komanduri, Ranga, Hou, Zhen Bing. Thermal modeling of the metal cutting process - Part II : temperature rise distribution due to frictional heat source at the tool - chip interface[J]. International Journal of Mechanical Sciences, 2001, 43: 57-88.
- [27] Komanduri R, Hou Z B. Thermal Temperature rise distribution modeling of the metal cutting process- Part I: due to shear plane heat source[J]. International Journal of Mechanical Sciences, 2000, 42: 1715-1752.
- [28] BONO M, NI J. The effects of thermal distortion on the diameter and cylindricity of dry drilled holes [J]. International Journal of Machine Tools and Manufacture, 2001, 41: 2261-2270.
- [29] Agapiou J S, Stephenson D A. Analytical and Experimental Studies of Drill Temperatures[J]. Journal of Engineering for Industry, 1994, 116: 1(1): 54-60.
- [30] Alam K, Mitrofanov A V, et al. Thermal analysis of orthogonal cutting of cortical bone using finite element simulations[J]. International Journal of Experimental & Computational Biomechanics, 2010, volume 1: 236-251(16).
- [31] Yuan-Kun Tu, Hsun-Heng Tsai et al. Finite element simulation of drill bit and bone thermal contact during drilling. International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering 2008; (08): 1268-71.

- [32] 李健, 李原, 张开富,等. CFRP/Ti 叠层结构钻削温度场的研究[J]. 2016.
- [33] 朱国平. 单向 C/E 复合材料钻削温度场研究[D].大连理工大学,2013.
- [34] 吴健. 典型难加工材料钻削相关技术的基础研究[D].哈尔滨工业大学,2010.
- [35] 孙建波. 微织构刀具皮质骨钻削温度的预报模型研究[D].天津理工大学,2016.]
- [36] T.Jin, G.Q.Cai. Analytical Thermal Models of Oblique Moving Heat Source for Deep Grinding and Cutting[J]. Journal of Manufacturing Science & Engineering,2001,(03)123:185-190.
- [37] 陈日曜. 金属切削原理 (第 2 版) [M]. 北京: 机械工业出版社, 2005: 1-228.
- [38] Ramulu M. Machining and surface integrity of fibre-reinforced plastic composites[J]. Sadhana, 1997, 22(3):449-472.
- [39] Massoud M. Engineering Thermofluids[J]. 2005.
- [40] Davidson S R H. Heat transfer in bone during drilling[J]. Doctoral & Masters Pre, 1999.
- [41] 胡汉平. 热传导理论[M], 安徽: 中国科学技术出版社, 2010, 9-250.
- [42] M. T. Hillerya, I. Shuaibb. Temperature effects in the drilling of human and bovine bone[J]. Journal of Materials Processing Technology,2009.30.92-93.
- [43] Orlande H R B, Inverse heat transfer, New York, Taylor and Francis, 2000, 1-199.
- [44] Miller ER, Ullrey DE. The pig as a model for human nutrition[J]. Annu Rev Nutr1987;7:361-82.
- [45] Ching-Chieh Huang, Yau-Chia Liu. Temperature rise of alveolar bone during dental implant drilling using the finite element simulation. Life science journal-acta ZhengZhou University overseas edition 2010,7(1):65-68.
- [46] Carter, Hayes. The fatigue life of compact bone-I. Effects of stress amplitude temperature and density. J Biomech. 1976, 9:27-34.
- [47] YuanKun Tu, HsunHeng Tsai, LiWen Chen. Finite Element Simulation of Drill Bit and Bone Thermal Contact During Drilling[J]. International Conference on Bioinformatics & Biomedical Engineering,2008,8:1748.
- [48] Chen YC, Tu YK, Zhuang JY. Evaluation of the parameters affecting bone temperature during drilling using a three-dimensional dynamic elastoplastic finite element model[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2017, 3.
- [49] 苏哩莉. 基于微织构刀具的皮质骨钻削力的研究[D].天津理工大学,2017.
- [50] 蔡晓江. 基于复合材料各向异性的切削力热变化规律和表面质量评价试验研究[D].上海交通大学,2014.
- [51] 刘婕. CFRP/钛合金叠层材料螺旋铣孔切削热分析与温度预测[D]. 天津大学, 2014.
- [52] Hans-Christian MÖhring, Valerii Kushner et al. Temperature calculation in cutting zones[J]. Cirp Annals,2018,67:61-64.
- [53] 郑龙坡,蔡郑东,牛文鑫,李全,王季,高博.热力学有限元方法研究骨组织热传导的三维空间分布[J]. 中国组织工程研究与临床康复,2008(39):7665-7668.

- [54] 付永强,张松,李剑峰,张爱荣.皮质骨钻削过程中的温度场分析[J].工具技术,2018,52(07):53-57.
- [55] 张魁榜,韩江,张丽慧,夏铤.基于传热反算建立磨削三维热模型的新方法[J].中国机械工程,2013,24(18):2480-2484.
- [56] Zhu,Guo Ping , Bao,Yong Jie , Gao,Hang. Research on the Drilling Temperature Field Model of the Unidirectional Carbon Fiber Epoxy Composites[J]. Advanced Materials Research, 2012,478-483.
- [57] 张魁榜,韩江,张丽慧,夏铤.基于传热反算建立磨削三维热模型的新方法[J].中国机械工程,2013,24(18):2480-2484.
- [58] 诸乃雄,刘书华.计算固体温度场的热源法[J].精密制造与自动化,2002(01):11-13.

发表论文和科研情况说明

发表的论文：

- [1] 李向军, 胡亚辉, 郑清春, 王桂莲, 张善青. 超声振动对皮质骨钻削温度的影响[J]. 机床与液压, 2019 年 1 月 1 期.
- [2] Yahui Hu, Xiangjun Li, Chuncheng Chen, Lili Su, Qingchun Zheng. Influence of micro-texture parameters on bone drilling force and torque: A finite element model. ICMEAS 2018. (EI 检索)
- [3] 史玉涛, 胡亚辉, 李向军. 织构参数对不锈钢与猪骨股间摩擦性能的影响[J]. 润滑与密封. (已录用)

参与的科研项目：

- 1、天津市自然科学基金（15JCZDJC32800）“仿生微织构刀具在骨钻削中的减摩行为与刀具寿命研究”.

致谢

研究生学习即将结束，倍感时间匆匆。首先很荣幸能够加入胡亚辉老师的课题组，本论文就是在胡亚辉老师的悉心指导下完成，胡老师在我的研究生生涯里无论是其对待工作的态度，还是对科研的专注都对我产生莫大的影响。在此由衷的感谢胡老师，不仅仅在科研方面对我耐心的指导，而且生活上对我提供帮助，非常珍惜跟随胡老师的这一段科研经历。

其次，十分感谢课题组刘婕老师对我的科研工作和论文提供的帮助，以及实验室张善青老师对我实验过程中提供的帮助和支持。此外，感谢陈春城、王洪生师兄对我研究的引导与帮助以及在撰写论文过程中，夏磊和魏龙飞等同窗对我论文给予的热情帮助。

另外，感谢父母对我的支持，你们的理解与支持是我能够顺利完成研究生工作的关键，真挚的感谢天津理工大学这个平台，为我完成科研梦。最后，我要感谢各位评阅老师和答辩组专家，感谢你们百忙中为我的论文提供宝贵意见。