我的工作主要分为以下五点：首先，通过查阅文献总结老年人步态的变化，并寻找切入点对老年人步行进行辅助；接着，利用Vicon运动捕捉设备，联合AMTI测力平台，收集老年人步态数据，其中包括反光点轨迹数据以及地面反应力数据；其次，学习并利用OpenSim仿真软件，结合其中的算法工具包，通过肌肉驱动仿真测试老年人正常步行一个步态周期的新陈代谢量，即能量消耗；然后，利用OpenSim中的MATLAB API为模型添加辅助力矩产生器，并再次通过肌肉驱动仿真计算其能量消耗；最后，对得到的数据进行处理，绘图，总结和对比。接下来我将从每一部分详细介绍我的工作。

首先，对老年人步态的评估主要可以分为以下三个方面：时空变量；运动学变量和动力学变量。在第一方面：体现为步长减小，伴随着的是步频的减小以及双支撑时间的增加；在第二方面，主要体现为踝、膝关节的活动方位减小，以及髋关节的活动范围增大；在动力学指标方面，体现为膝、髋关节力矩减小，伴随着的是在运动期间关节处消耗的能量增加。此外，肌肉收缩需要消耗氧气，因此肌肉在某一工作阶段的强度能通过肌肉在这一阶段中消耗的氧气来衡量。研究结果表明尽管老年人的正常行走速度比年轻人慢许多，但是老年人在正常步行的时候所消耗的氧气远远超过年轻人。这个结果表明因老年人肌肉结构的改变以及能量转化效率的改变，老年人在其日常行走的过程中会比年轻人消耗更多的能量，从而导致了老年人耐力差、易疲劳的特点。因此，本论文旨在通过仿真的方式，为老年人提供辅助控制力矩，从而降低老年人在步行中的能量消耗，达到助力老年人行走的目的。

在完成前期的调研以及目标的设定后，我开始了对老年人步态数据的采集。当时我在社区中招募老年人志愿者参与我们的实验。因为我的目标是对正常老年人进行步态辅助，我设置了一份问卷调查保证参与到实验中的老年人没有残疾、使用假肢等病史。最后确定了两位老人作为本次步态采集的参与者，两者的惯用侧都为右侧。表中记录了他们的各项测试结果。在实验中，我用的是Vicon运动捕捉设备以及AMTI测力平台，具体实验设备的使用和设置在论文中详细提到了。（翻页）8照相机，2测力平台。（翻页）在我的实验中，反光点的设置参考了前人所做的实验，但因为我只对下肢和躯干的运动状态感兴趣，我没有在上肢贴反光点，最终留下了包括头部、脊柱C7、T10、盆骨左右前后上脊等24个反光点。在实验装置设置完成以后，我开始了对两位老年人步态数据的采集。首先，我对老年人采集了一组静态数据，用于后面对OpenSim人体肌肉骨骼模型进行缩放，然后对志愿者的正常步态数据进行采集，志愿者以其正常的步行速度走过Vicon采集区域，其中保证至少又一个步态周期落在AMTI测力平台上，用于测得完整的地面反应力数据，在后面的数据处理中，这一个步态周期会被提取出来用于数据的分析。

在完成数据的采集后，我利用OpenSim仿真软件对人体肌肉骨骼生物力学模型进行肌肉驱动仿真。整个工作流程如图所示，主要分为数据处理，模型的选择和缩放用于得到符合我们志愿者的模型，逆运动学分析用于生成步态，肌肉控制计算用于计算原始步态的能量消耗以及加入辅助力矩产生器后的步态能量消耗。

首先，利用Vicon Nexus输出的文件为.csv格式的，这种文件格式不能直接用于OpenSim仿真软件中。OpenSim的研究者们提供了开源的工具包。经过正确排布，符号变换之后能够利用这个工具包把Vicon软件输出文件分别转换成OpenSim能够使用的两个文件。

数据处理完成后，我需要利用这个数据在OpenSim中重现实验中老年人的步态。第一部需要完成的是模型的选择以及缩放。本论文使用的为OpenSim官方提供的Gait2392模型，该肌肉骨骼模型包含了23个自由度以及由92个肌肉跟腱执行器。在选定仿真模型后，需要将该模型缩放至与志愿者尽量相似才能保证仿真结果的可靠性。这时就需要用到数据采集中采集到的静态数据集了。通过人体静态站立的反光点数据，缩放算法首先会计算缩放的比例因子，然后通过该比例因子对模型的几何特性进行缩放，从而让模型中设置的反光点之间的距离与实验采集的数据匹配。在完成这一步后，会进一步的对模型的质量、转动惯量以及肌肉特性进行缩放，从而实现对实验者身体的拟合。

在获得与实验者拟合的模型后，需要利用这个模型重现实验者的步态，这一步利用到的是OpenSim中逆运动学的算法工具包。在对人体肌肉骨骼模型进行逆运动学分析中，目标为：对实验中采集反光点轨迹数据的每一帧进行遍历，通过改变软件中肌肉骨骼模型各关节（自由度）的角度让其在每一帧中做出不同的“动作”以实现模型中贴附的反光点轨迹更好的拟合实验中反光点的轨迹。在逆运动学算法工具包中加入了一个优化过程，为了达到更好的步态还原效果。优化过程的目标函数如下式所示，该式利用加权最小二乘法对拟合程度进行评定并在计算过程中找到最优解。该式第一项为计算所得反光点位置与实验中反光点位置的差，第二项为计算所得关节角度与实验所得关节角度的差。其中第二项不一定存在，取决于输入的数据中是否包含关节角度的数据。结合优化算法以及逆运动学的计算，我们可以得到在仿真环境下老年人的步态。

在完成步态的重现之后，我就可以对无辅助条件下老年人完成一个步态周期所消耗的能量进行计算。这里用到的是肌肉控制计算算法工具包。首先我利用OpenSim中Python的API对肌肉骨骼模型加入了新陈代谢探针，用于计算各块肌肉的新陈代谢率。肌肉控制计算算法主要有两个步骤，分别为计算各自由度的加速度以及计算用于产生这样加速的肌肉激活量。计算加速度的过程中用到了PD控制器，如下式所示。其中和是速度和位置误差在反馈回路中的增益。通过计算，在OpenSim肌肉骨骼模型中，满足关系式的速度和位置误差增益能够让拟合误差以介于欠阻尼和临界阻尼之间的趋势逐渐趋于0，并且在误差趋于0的过程中不会出现超调和过阻尼的情况从而影响模型对实验数据的拟合。然后需要对产生该加速的肌肉激活量进行计算。在这一步中也加入了优化过程，为了计算产生该加速度各肌肉激活量的最低值，该优化算法有两个目标函数可以选择，如下方两条公式所示。其中利用第一个目标函数速度较慢，但是因为没有约束的存在可靠性较高，极少出现无法计算的情况。第二个目标函数是在约束Cj=0的前提下计算各肌肉的激活量，在使用这一目标函数的优化过程中，因为约束的存在计算的结果更加精确并且计算速度更快，但计算过程报错的情况也会较多的出现。最后，利用计算所得的肌肉激活量完成正动力学仿真，生成在这肌肉激活量的条件下的步态。新陈代谢探针会在整个肌肉控制计算的过程中计算每块肌肉的新陈代谢率，在输出文件中会有新陈代谢率的计算数据，与其他数据一样，都保存在.sto文件中。

在完成无辅助条件下的肌肉驱动仿真后，我利用OpenSim中MATLAB的API为模型下肢的六个关节加入了辅助力矩产生器，分别为左右侧髋、膝、踝关节，几个辅助力矩产生器的最大值设置为了200Nm，因为这是目前世界上外骨骼机器人在关节处能够提供的最大力矩。随后，我通过对模型源文件的修改进行辅助策略的排列组合。如全辅助…在完成辅助力矩产生器添加之后，再次进行肌肉驱动仿真，计算各辅助条件下模型完成一个步态周期过程中的新陈代谢率。最后，我利用OpenSim中自带的绘图工具对各辅助条件下新陈代谢率的数据进行的绘图，如下图所示。蓝色曲线，四条下方曲线，承受质量，地面接触，加速蹬离。

随后，为了得到其消耗的总能量，我将数据以Excel文件的形式导出，利用MATLAB对离散的数据点进行梯形积分得到了各辅助条件下，老年人完成一个步态周期所消耗的总能量，以及与无辅助条件下消耗能量的对比。最后，我将各辅助力矩产生器所产生的力矩曲线以及控制信号利用绘图工具画出。

本论文从实验采集数据、数据处理，到利用人体肌肉骨骼仿真软件设计了一套能够降低老年人在步行中能量消耗的辅助控制设备。该辅助系统在人体下肢的髋、膝、踝关节提供助力，大幅度减小了老年人在步行中的能量消耗，最大能够降低能量消耗达74.7919%。在仿真环境下得出的辅助系统能够为真实的外骨骼设计提供可靠的理论依据。如在仿真环境下，对踝关节的辅助能较大幅度减少老年人步行的能量消耗，在我们实际系统中就能够把提供辅助力的任务重心转移到踝关节，这样既能对老年人步行提供较大的助力，又能在条件有限的情况下节省设备消耗的能量。

该设计流程也有一定弊端：1、本论文的设计流程假设在提供辅助力之后，老年人的步态特征以及地面反应力的特性不会变化。前人的研究结果或证实或证伪这一假设。一些科学家的研究成果表明在穿戴上外骨骼机器人后，老年人的步态不会发生较大的变化；然而在一些研究中，实验者在佩戴外骨骼机器人后的步态发生了较大的变化。因此该假设是否成立仍需更多的实验验证。2、本论文假设添加的力矩产生器是理想的，即没有重量。实际的外骨骼机器人是有重量的，因此在实际系统设计中会出现一定的偏差。

未来工作期望：本论文工作中只对志愿者1进行了辅助力矩的添加并证明其有效性，在论文完成以后，会继续对志愿者二进行相同的操作，得到相关的结果。最后，在仿真软件验证辅助力矩的有效性之后，可以利用实验室中真实的外骨骼机器人，将仿真条件下得到的控制信号曲线或力矩曲线作用于外骨骼设备中，让志愿者进行辅助行走，利用实验验证仿真结果。