为方便我们对模型的建立，这里我们可以选择几个部分的气道横截面的平面图，如同所示，F1表示Z坐标为0时的剖面。F2为对应的X坐标为0时的剖面，对应气管前后壁面上的剖面。现在我们对左支气管插入了，L1，L2，L3，L4共四个横截面，对右主支气管插入了R1，R2，R3共三个横截面。

为简化模型及便于实际操作，这里我们对分叉处的管道连接采用了圆柱管直接连接的模型建立方法。我们从主气管入口到第四级肺支气管处进行建模，采用四面体网格自动划分。

在定常情况下，由于人体每分钟通气量最少为 3 升/分（深度麻醉），最多可以超过 100 升/分（在运动中），在短时间内超过 200 升/分（测定最大呼吸气量）。基于现在的医学研究，及实验的合理性，我们选取成年人的健康肺部入口主支气管的直径 1.8 cm，进口平均速度为 50~1666 cm/s。静息状态下每分钟呼吸 12~18 次，进口速度取 150 cm/s。

为求得结果可以快速收敛，我们采用 Spalart-Allmaras 湍流模型进行求解，共迭代了58步。

通过对肺部空气流速分布的分析，可以知道由于右支气管与主支气管夹角小一些，右肺的空气流量要大于左肺的流量。基于进口平均速度为 150 cm/s的情况下，主管流场中的最大速度已经达到了 180 cm/s，通过主管流场的最大速度计算得出的雷诺数为2200 ，已经非常接近湍流时的临界值 2300 。而右支气管的气管中局部速度最高达到了 220 cm/s。

通过研究相关资粮，我们发现，当连接处采用圆柱管直接连接时，由于左支气管与主气管夹角较大，吸气时气体从主气管经过后进行分流，在分流后的较长一段气管内存在明显的滞留区中产生了气流分离现象。这种情况不利于人体气管内的气体流动传输。而在变曲管过渡连接的模型中，二次流中出现一对旋转方向相反的涡，

在直管连接的模型中，二次流上的速度分布则没有那么明显。

弯管过渡的三级分岔管模型非定常计算

目的是为研究一个呼吸周期内支气管内的气体流动状态。

边界条件

我们采用四面体网格，单元高度 0.15 cm。正常人在平静状态下每分钟呼吸 12~18 次，计算时取平均 15 次，所以确定了一个周期为 4.0 秒，此时人的呼吸频率为 0.25 Hz。取进口最大速度为 150 cm/s。根据现有生理学的研究数据表明，进口速度随时间的变化关系为 v=150\*sin(2\*pie\*t/T)，其中，T=4 秒。其它边界条件同前所述。

以 0 时刻为起点，时间步长取 0.05 秒，共计算 80 次。我们计算了从吸气到呼气一个呼吸周期的支气管内气体流动变化。

一个呼吸内周期分析

T=1.0 秒时刻，对应吸气最大时刻。

此时进口最大平均速度为 150cm/s。我们选取了左右主支气管进口横截面的速度矢量进行分析。我们把主流方向定义为管道中心线方向，二次流定义为垂直于主流方向横截面上的流动，同时我们在横截面再选取两个轴线方向，长轴方向是指由子管的外璧