三维多模态配准: 不同模态的医学图像切片数不同, 图像灰度分布不同

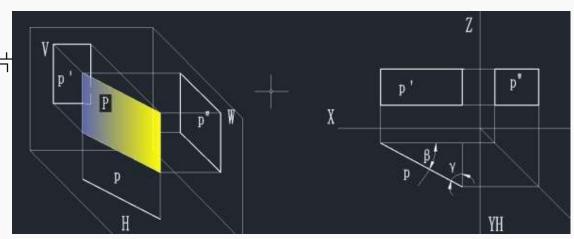
不同模态图像共同特征:图像旋转角度小,一般可视两幅图像中的人体相互平

行

在三维空间中对MRI, CT图像进行空间移动达到配准效果的过程中, MRI, CT二者在三个正交平面的二维投影同样也在实现二维配准。因此我们反其道而行之, 在二维空间中对这三个平面的二维投影进行配准, 其配准过程同样可以使得三维空间中的物体达到配准的效果

这样我们就通过维度分解实现了快速粗配准。

当然实际测试中会出现空间信息损失,因此我们将这种思想用于粗配准。在MRI图像和CT图像切片数量相差较大时,该算法的实现效果要显著好于Insight toolkit

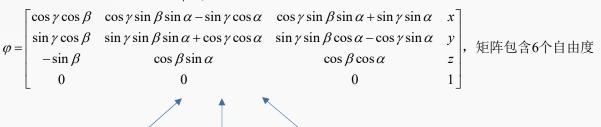


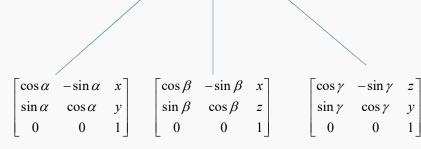
投影示意图



SATTLE TO THE WARE TH

刚性配准变化可以表示为 $X = \varphi X$,其中





相似性度量准则修改为

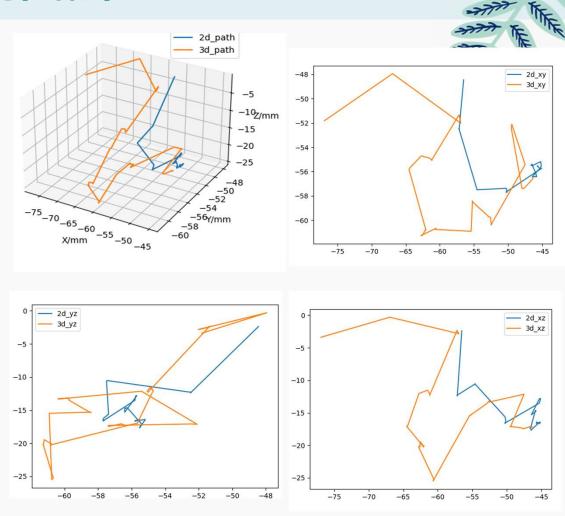
$$Loss(x, y, z) = Loss_1(x, y) + Loss_2(x, z) + Loss_3(y, z)$$

= $I(f_1, m_1(x, y)) + I(f_2, m_2(x, z)) + I(f_3, m_3(y, z))$

这是具体的公式分解,我们将 三维空间中6参数求解分解为3 个二维空间中3参数求解过程, 三个二维子问题之间存在参数 交叉,因此可以更好的避免局 部最优解情况



左图是一对512*512*135的CT,MRI配准矩阵求解 搜索路径,黄色为直接在三维空间进行粗配准 的搜索路径,蓝色为通过三视图进行粗配准的 搜索路径。搜索策略均为最速下降法,基于三 正交视图的运算耗时在3s以内,直接在三维空间 搜索耗时10-20s。而且三正交视图的搜索路径也 更为直接简短。



通过将算法得到的配准矩阵转换到物理空间,我们与样 例给出的金标准做了对比

算法收敛结果

```
[[ 9.99998274e-01 -7.11766137e-04 -1.71642581e-03 -3.38934334e+00]

[ 7.12745299e-04  9.99999584e-01  5.69921348e-04 -2.19751016e+02]

[ 1.71601945e-03 -5.71143738e-04  9.99998365e-01 -2.02953974e+02]

[ 0.00000000e+00  0.00000000e+00  0.00000000e+00  1.00000000e+00]]
```

金标准

```
[[ 9.99999531e-01 -3.53704157e-04 -9.01653000e-04 -1.64699468e+00]

[ 3.62215624e-04  9.99955214e-01  9.45722895e-03 -2.20105897e+02]

[ 8.98267557e-04 -9.45755111e-03  9.99954873e-01 -2.02663708e+02]

[ 0.00000000e+00  0.00000000e+00  0.00000000e+00  1.00000000e+00]]
```

计算可得出二者的角度最大误差小于0.001°, 平移量最大误差小于2mm。

