موسسه آموزش عالی انرژی

دانشکده فنی و مهندسی

پایان نامه دوره کارشناسی ارشد

مهندسی مکانیک-تبدیل انرژی

عنوان

شبیه سازی نرم افزاری جریان خون در کرونر چپ قلب بادرنظر گرفتن اثرات غیرنیوتونی و ضربانی جریان

استاد راهنما:

دکتر احمدقریب

استاد مشاور:

آقای دکتر حسین تمیم

پژوهشگر:

حمیدرضا مشرقی

زمستان/۹۶

بسم اللّٰه ارحمن الرحيم

تقدیم به پدر ، مادرم وخواهرانم که مرا در

انجام این پژوهش یاری کردند .

تشکر و قدردانی صمیمانه از آقای دکتر احمد قریب و آقای دکتر حسین تمیم که دلسوزانه من را در انجام این پژوهش همراهی کردند .

فهرست مطالب:

فصل اول 28

۱-۱- مقدمه 29

۱-۲ خون: 29

۱-۲- ۱- پلاسما: 30

۱-۳- سلول های خون: 30

۱-۳-۱-اریتروسیت ها : 30

۱-۳-۲ - لکوسیت ها: 31

۱-۳-۳ - پلاکت ها: 31

۱-٤- طبیعت ضربانی بودن خون: 31

۱-۵ - رفتار غیرنیوتونی بودن خون: 32

۱-٦-دریچه آئورت: 32

۱-۷- شرایین کرونر: 33

۱-۷-۱ -آناتومی کرونر چپ قلب (LT main trunk) 33

۱-۷-۲- شریان حیاتی : 33

۱-۷-۳ -شریان خمیده : 34

۱-۸ - اختلالات شریانی: 35

۱-۸-۲ -آرتریو اسکلروز و آترو اسکلروز: 35

۱-۸-۳ -لیپوپروتئین با تراکم بالا(HDL): 37

۱-۸-٤- لیپوپروتئین با تراکم پایین (LDL): 37

۱-۸-۵- بیماری شریان کرونری: 37

۱-۹ -آترواسکلروز کرونری: 37

۱-۱۰- روش های تشخیص بیماری اترواسکروزیس: 39

۱-۱۰-۱-آنژیوگرافی: 39
۱-۱۰-۲-روشIvus : 40
۱-۱۰-۳-AOG : 41
۱-۱۱-مراحل درمان بیماری آترواسکلروز: 41
۱-۱۱-۱- استنت گذاری: 41
۱-۱۱-۲-مراحل استنت گذاری: 41
۱-۱۱-۳- فرایند بعد از استنت گذاری: 42
۱-۱۱-٤ – موارد مراجعه به پزشک معالج: 42
۱-۱۱-۵ – رقیق کننده های خون : 43
۱-۱۲ - جراحی بای پس عروق کرونر: 43
۱-۱۳-هایپرترمیا: 44
۱-۱۳-۳-هایپرترمیای-درون-بافتی: 47
۱-١٤ -ارتباط پروژه با بحث پزشکی: 48
فصل دوم 50
(مروری بر ادبیات) 50
مقدمه: 51
فصل سوم 67
(بیان مسئله) 67
۳-۱مقدمه: 68
۳-۲-روش حل معادلات: 68
۳-۳-بیان مسئله و مدل سازی در نرم افزار: 69
۳-۳-۱- گرفتگی متقارن: 69
۳-۳-۲ -گرفتگی نامتقارن: 69

۳-٤- شدت گرفتگی: 69

۳-٥-روش و اجرای نرم افزار:..... 71

۳-٦-شرایط محیط:..... 73

۳-۷-انتقال ذرات LDL :..... 73

۳-۷-۱- مدل مستقل از دیواره: 73

۳-۷-۲-مدل دیواره همگن :..... 73

۳-۷-۳ -مدل چند لایه: 74

۳-۸-شرایط مرزی جریان :..... 74

۳-۸-۱- شرط مرزی عدم لغزش:..... 75

۳-۸-۲-شرط مرزی ورودی : 75

۳-۸-۳- شرط مرزی خروجی:..... 75

۳-۹-شرط مرزی انتقال جرم LDL:..... 75

۳-۹-۱- ورودی: 75

۳-۹-۲- خروجی:..... 75

۳-۹-۳- دیواره: 76

۳-۱۰-تحلیل عددی و فرمول های مورد بررسی : 76

۳-۱۱- انواع سیالات : 77

۳-۱۱-۱ -سیالات نیوتونی: 77

۳-۱۱-۲-سیالات غیرنیوتونی:..... 77

۳-۱۱-۲-۱-سیال دیالانت 78

۳-۱۱-۲-٤-سیال ایده آل:..... 78

۳-۱۲- انواع سیالات غیرنیوتونی : 79

۳-۱۲-۱مدل توانی 79

۳-۱۲- ۲- مدل کاریو 79

۳-۱۲-۳-مدل کراس 80

۳-۱۳شبکه بندی 80

۳-۱۳-۱-شبکه بندی باسازمان: 80

۳-۱۳-۲-شبکه بی سازمان : 81

۳-۱۳-۳- گسسته سازی در فضای محاسباتی :..... 82

۳-۱۳-٤ روش حجم محدود : 82

۳-۱۳-۵- شبکه بندی ایجاد شده در پژوهش: 83

۳-١٤-پالسی بودن جریان: 85

۳-۱۵خواص سیالاتی خون : 86

فصل چهارم 87

تجزیه و تحلیل اطلاعات..... 87

مقدمه..... 88

٤-۱- استقلال در مش 89

٤-۲-اعتبارسنجی 90

٤-۳- رگ بدون گرفتگی با استفاده از سیال نیوتنی 92

٤-۳-۱تغییرات غلظت ال دی ال: 92

٤-۳-۲- -تغییرات فشار:..... 93

٤-۳-۳- دما : 94

٤-۳-٤-تغییرات سرعت:..... 95

٤-۵-۳- تغییرات تنش برشی: 97

٤-٤- رگ بدون گرفتگی با استفاده از سیال غیرنیوتنی کارئو:..... 98

٤-۱-٤-تغییرات غلظت ال دی ال: 98

٤-۲-٤-تغییرات فشار: 99

٤-٤-۳-تغییرات دما :..... 100

٤-٤-٤ -تغییرات سرعت :..... 101

٤-٤-٥تغییرات تنش برشی دیواره : 103

٤-٥ -رگ بدون گرفتگی با استفاده از سیال نیوتنی کراس:.....104

٤-١-٥-تغییرات غلطت ال دی دل در رگ : 104

٤-٢-٥-تغییرات فشار: 105

٤-٣-٥-تغییرات دما :..... 106

٥-٥-٤-تغییرات سرعت :..... 107

٤-٥-٥-تنشی برشی دیواره : 109

٦-٤-رگ بدون گرفتگی با استفاده از سیال غیرنیوتنی پاورلو 110

٤-١-٦-تغییرات غلظت ال دی ال در رگ :..... 110

٤-٢-٦ - تغییرات فشار : 111

٤-٦-٣ – تغییرات دما : 112

٤-٦-٤-تغییرات سرعت :..... 113

٤-٦-٥-تغییرات تنش برشی دیواره :..... 114

٧-٤-رگ با گرفتگی ٣٠٪ با استفاده از سیال نیوتنی:.....118

٤-١-٧- تغییرات غلظت ال دی ال در رگ :..... 118

٤-٢-٧- تغییرات فشار در رگ :..... 120

٤-٣-٧ -تغییرات دما :..... 121

٤-٧-٤ -تغییرات سرعت :..... 122

٤-٥-٧-تغییرات تنش برشی دیواره :..... 123

٨-٤-رگ با گرفتگی ٣٠٪ با استفاده از سیال غیرنیوتنی کاریو: 124

٤-١-٨- تغییرات غلظت ال دی ال: 124

٤-٢-٨- تغییرات فشار : 125

٤-٣-٨ – تغییرات دما : 126

٤-٤-٨-تغییرات سرعت : 127

٤-٨-٥-تنش برشی دیواره : 128

٤-٩-رگ با گرفتگی ٣٠٪ با استفاده از سیال غیرنیوتنی کراس : 129

٤-١-٩- تغییرات غلظت ال دی ال: 129

٤-٢-٩- تغییرات فشار: 130

٤-٣-٩- تغییرات دما : 131

٤-٩-٤ -تغییرات سرعت: 132

٤-٩-٥- تغییرات تنش برشی دیواره : 133

١٠-٤-رگ با گرفتگی ٣٠٪ با استفاده از سیال غیر نیوتنی پاورلو : 134

٤-١-١٠ – تغییرات غلظت ال دی ال : 134

٤-٢-١٠- تغییرات فشار: 135

٤-٣-١٠- تغییرات دما : 137

٤-١٠-٤-تغییرات سرعت : 138

٤-٥-١٠-تغییرات تنش برشی دیواره : 139

١١-٤-رگ با گرفتگی٦٠٪ با استفاده از سیال نیوتنی : 142

٤-١-١١- تغییرات غلظت ال دی ال در رگ : 142

٤-٢-١١-تغییرات فشار: 144

٤-١١-٣-تغییرات دما: 144

١١-٤-٤-تغییرات سرعت: 146

٤-٥-١١ – تغییرات تنش برشی دیواره: 147

١٢-٤-رگ با گرفتگی٦٠٪ با استفاده از سیال غیرنیوتنی کارئو: 148

٤-١-١٢- تغییرات غلظت ال دی ال در رگ: 148

٤-٢-١٢- تغییرات فشار: 149

٤-١٢-٣ – تغییرات دما: 150

٤-١٢-٤ -تغییرات سرعت: 151

٥-١٢-٤- تغییرات تنش برشی دیواره: 153

٤-١٣-رگ با گرفتگی ٦٠٪ با استفاده از سیال غیرنیوتنی کراس: 154

٤-١-١٣- تغییرات غلظت ال دی ال در رگ : 154

٤-٢-١٣- تغییرات فشار: 156

٤-٣-١٣ تغییرات دما : 157

٤-١٣-٤ -تغییرات سرعت : 158

٤-٥-١٣- تغییرات تنش برشی دیواره در رگ : 159

١٤-٤-رگ با گرفتگی ٦٠ ٪ با استفاده از سیال غیر نیوتونی پاورلو: 160

٤-١-١٤- تغییرات غلظت ال دی ال در رگ : 160

٤-٢-١٤- تغییرات فشار: 161

٤-١٤-٣-تغییرات دما: 162

٤-١٤-٤-تغییرات سرعت: 163

٤-٥-١٤- تغییرات تنش برشی دیواره : 163

١٥-٤-رگ با گرفتگی ٨٠ ٪ با استفاده از سیال نیوتنی : 167

٤-١-١٥-تغییرات غلظت ال دی ال در رگ: 167

٤-١٥-٢-تغییرات فشار: 168

٤-٣-١٥- تغییرات دما : 169

٤-١٥-٤-تغییرات سرعت: 170

٤-٥-١٥- تغییرات تنش برشی دیواره در رگ: 171

١٦-٤-رگ با گرفتگی ٨٠٪ با استفاده از سیال غیرنیوتنی کاریو:.....172

٤-١-١٦-تغییرات غلظت ال دی ال در رگ : 172

٤-٢-١٦- تغییرات فشار: 174

٤-٣-١٦-تغییرات دما: 175

٤-١٦-٤-تغییرات سرعت: 176

٤-٥-١٦-تغییرات تنش برشی دیواره: 177

١٧-٤- رگ با گرفتگی ٨٠ درصد با استفاده از سیال غیرنیوتونی کراس: 178

٤-١-١٧-تغییرات غلظت ال دی ال در رگ: 178

٤-٢-١٧-تغییرات فشار: 179

٤-٣-١٧-تغییرات دما: 180

٤-١٧-٤-تغییرات سرعت: 182

٤-٥-١٧- تغییرات تنش برشی دیواره: 183

١٨-٤-رگ با گرفتگی ٨٠٪ با استفاده از سیال غیرنیوتونی پاورلو: 184

٤-١-١٨-تغییرات غلظت ال دی ال در رگ : 184

٤-٢-١٨- تغییرات فشار 185

٤-٣-١٨-تغییرات دما..... 186

٤-١٨-٤-تغییرات سرعت..... 187

٤-٥-١٨- تغییرات تنش برشی دیوار: 188

١٩-٤- رگ بدون گرفتگی با سیال نیوتونی:.....192

٢٠-٤- رگ بدون گرفتگی با سیال غیرنیوتونی کارئو:.....195

٢١-٤- رگ بدون گرفتگی با سیال غیرنیوتونی کراس : 197

٢٢-٤- رگ بدون گرفتگی با سیال غیرنیوتونی پاورلو:.....199

٢٣-٤-رگ با گرفتگی ٣٠ ٪ با سیال نیوتونی : 204

٢٤-٤-رگ با گرفتگی ٣٠٪ با سیال غیر نیوتونی کارئو:.....207

٢٥-٤- رگ با گرفتگی ٣٠٪ با سیال غیر نیوتونی کراس: 209

٢٦-٤-رگ با گرفتگی ٣٠٪ با سیال غیر نیوتونی پاورلو:.....211

٢٧-٤-رگ با گرفتگی ٦٠٪ با سیال نیوتونی:.....215

۲۸-٤- رگ با گرفتگی ٦٠٪ با سیال غیر نیوتونی کارئو:.....218
۲۹-٤- رگ با گرفتگی ٦٠٪ با سیال غیر نیوتونی کراس:.....220
۳۰-٤- رگ با گرفتگی ٦٠٪ با سیال غیر نیوتونی پاورلو:.....223
۳۱-٤-رگ با گرفتگی ۸۰٪ با سیال نیوتونی:.....228
۳۲-٤-رگ با گرفتگی ۸۰٪ با سیال غیرنیوتونی کارئو :.....230
۳۳-٤-رگ با گرفتگی ۸۰٪ با سیال غیرنیوتونی کراس:.....233
۳٤-٤-رگ با گرفتگی ۸۰٪ با سیال غیرنیوتونی پاورلو:.....236
جمع بندی 241
فصل پنجم.....245
(نتیجه گیری و پیشنهادات) 245
نتیجه گیری: 246
پیشنهادات: 248
منابع: 249
Abstract 253

فهرست شکل ها:

شکل ۱-۱ : اجزای حاصل از خون را شان میدهد(48) 30
شکل ۱-۲: پلاکت ها در رگ های خون را نشان می دهد.(49) 31
شکل ۱-۳: شریان های قلب(4) 34
شکل ۱-۴: آتروسکلروز ایجاد شده در رگ قلب(4) 36
شکل ۱-۵ : چربی خوب و چربی بد را نشان می دهد(۴۶)..... 37
شکل ۱-۶: چربی در داخل رگ را نشان می دهد(۴۶) 38
شکل ۱-۷ : تصلب شریان و پلاک های چربی در رگ(۴۶) 38
شکل۱-۸ : آنژیوگرافی در قلب را نشان می دهد(۴۵) 40
شکل۱-۱۰: روش انجام فرآیند Ivus را نشان می دهد..... 40
شکل۱-۱۱: فرایند استنت گذاری را نشان می دهد(43) 42
شکل۱-۱۲: جراحی بای پس در عروق کرونر(42) 44
شکل ۱-۱۳:نمایی شماتیک از بکارگیری هایپرترمیای موضعی، مکان اپلیکاتور و توان خروجی را می‌توان به عنوان متغیر، برای بدست آوردن شرایط مناسب بکار گرفت .کنترل دما از طریق یک ترمیستور که در بافت قرار داده شده است انجام می‌شود.(5).... 47
شکل۲-۱: نمودار تنش برشی در سیال نیوتونی و غیر نیوتونی در تحقیق آقای رابی و همکاران را نشان می دهد(۶)..... 51
شکل۲-۲: آقای پرانشتا از این مدل رگ در تحقیق استفاده کرده اند(۷) 52
شکل ۲-۳: آقای مورا و همکاران ازاین مدل گرفتگی در رگ استفاده کرده اند 53
شکل ۲-٤: پونالاگوسمی و همکاران از رگ با انشعاب با گرفتگی در تحقیق استفاده کرده اند..... 53
شکل۲-۵: کانورهای کانتورهای سرعت در انحناهای ایجاد شده..... 55
شکل۲-۶: میدان سرعت حاصله از تنش برشی در دیوار 56
شکل۲-۷: توزیع تنش برشی برای استخراج های مختلف در حالت 57
شکل۲-۸: اعداد رینولدز مختلف تحت تاثیر غلظت LDL در لومن و اندوتلیوم در رئولیجیکال های مختلف..... 58
شکل۲-۹: کانتورهای شیر ریت(درجه برشی) در حالت های نیوتونی و غیر نیوتونی..... 60
شکل۲-۱۰:توزیع تنش برشی برای a) حالت نیوتونی b) حالت غیرنیوتونی در حالت بای پس 61
شکل۲-۱۱:مدل مورد تحقیق آقای تورس و همکاران در حالت گرفتگی 62
شکل۲-۱۲:-نمودار-غلظت-LDL-در-طول-رگ..... 62
شکل۲-۱۳: نمدار فشار در طول رگ در حالت پالسی و نمونه رگ با گرفتگی در تحقیق آقایاحمدلوی وهمکاران..... 63
شکل ۲-۱٤: کانتور درجه برشی تحت تاثیر غلظت LDL 63
شکل ۲-۱۵: نمودار غلظت LDL در لومن ،اندوتلیوم ،اینتیما ، IEL و مدیا 64
شکل۲-۱۶ : (الف) توزیع ذرات لیپوپروتئین براي گرفتگی 30 %، (ب) توزیع ذرات لیپوپروتئین براي گرفتگی 50 % براي یک سیکل زمانی در فصل مشترك لومن اندوتلیم در امتداد محوري سرخرگ..... 64
شکل۳-۱: نمونه یک شکل با گرفتگی غیرمتقارن(۲۴)..... 69
شکل ۳-۲:نمونه رگ طراحی شده در فضای 2D..... 70
شکل۳-۳: جای گیری انشعابات کرونر چپ(۱۹) 71
شکل۳-٤: نمونه حالت گرفتگی در فرد بیمار 71
شکل۳-۵: معیار های همگرایی در نرم افزار فلوئنت 72
شکل۳-۵: نحوه تنظیم شرایط محیط در نرم افزار فلوینت 73
شکل ۳-۶: نمودار سیالات نیوتونی و غیرنیوتونی(۴۷) 78
شکل۳-۷: شبکه بندی باسازمان(۴۱) 81
شکل۳-۸: شبکه بندی بی سازمان(41)..... 82

شکل ۳-۹: روش حجم محدود(۴۱) 82
شکل۳-۱۰: تکنیک ایجاد شده در شبکه بندی باسازمان..... 83
شکل ۱۱-۳: ریز کردن شبکه بندی (مش) در محدوده گرفتگی..... 83
شکل۳-۱۲: تقسیم بندی نقاط برای ایجاد شبکه باسازمان 84
شکل ۳-۱۳: نمونه شبکه ی باسازمان ایجاد شده در هندسه رگ در نرم افزار گمبیت 84
۳-۱۴ :نحوه فراخوانی کد نوشته شده در نرم افزار فلوئنت..... 85
شکل۳-۱۵: فراخوانی کد در قسمت سرعت در نرم افزار فلوئنت 86
شکل۱-۴: نمودار جدول استقلال از مش 90
شکل ۲-۴: مقایسه تغییرات غلظت ال دی ال (گرفتگی ٪۳۰)..... 91
شکل ۳-۴: مقایسه تغییرات غلظت ال دی ال (گرفتگی ٪۶۰)..... 92
شکل ٤-۴:نمودار تغییرات ال دی ال در سرتاسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 92
شکل ٤-۵: بردار ورودی ال دی ال(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 93
شکل٤-۶: نمودار تغییرات فشار در سرتاسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 93
شکل٤-۸ :کانتور فشار در مرکز رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 94
شکل٤-۹:بردار دما در مرکز رگ (نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 94
شکل٤-۱۰:کانتورخروجی دما(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 94
شکل٤-۱۱:نمودارتغییرات سرعت در سرتاسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 95
شکل٤-۱۲:کانتور سرتاسری در تغییرات سرعت در سرتاسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 95
شکل ٤-۱۳: بردار خروجی تغییرات سرعت(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 95
شکل٤-۱۴:کانتور تغییرات سرعت در مرکز رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 96
شکل٤-۱۵:کانتور خروجی تغییرات سرعت در رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 96
شکل٤-۱۶:نمودار و کانتور تغییرات سرتاسری تغییرات تنش برشی در سرتاسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 97
شکل۱۷-۴: بردار ورودی تغییرات تنش برشی(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 97
شکل۱۸-۴:نمودار تغییرات ال دی ال در سرتاسر رگ..... 98
شکل۱۹-۴:بردار ورودی تغییرات ال دی ال (نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)..... 98
شکل۲۰-۴:کانتور خروجی تغییرات ال دی ال (نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)..... 99
شکل۲۱-۴: نمودار تغییرات فشار در سرتاسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)..... 99
شکل۲۲-۴: کانتور سرتاسری فشار در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)..... 99
شکل۲۳-۴: بردار فشار در خروج از رگ (نرمال سرعت دینامیکی-کاریو) 100
شکل۲۴-۴:کانتور خروجی فشار(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)..... 100
شکل ۲۵-۴: نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)..... 100
شکل۲۶-۴: بردار دما در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)..... 101
شکل۲۷-۴:کانتور دما در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)..... 101
شکل ۴-۲۸: نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)..... 101
شکل ۲۹-۴ : تغییرات سرتاسری سرعت در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو) 102
شکل۳۰-۴: بردار سرعت در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو) 102
شکل۳۱-۴:کانتور سرعت در مقطع خروجی از رگ (نرمال سرعت دینامیکی-کاریو) 102
شکل۳۲-۴:نمودار و کانتور تغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سرتاسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو) 103
شکل۳۳-۴: بردار تنش برشی در مقطع ورودی دیواره(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)..... 103
شکل۳۴-۴ :بردار خروجی تنش برشی دیواره(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو) 104
شکل۳۵-۴:نمودار تغییرات غلطت ال دی ال در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس) 104
شکل۳۶-۴: بردار غلظت ال دی ال در مقطع ورودی(نرمال سرعت دینامیکی-کراس) 104
شکل۳۷-۴: کانتورغلطت ال دی ال در مقطع خروجی(نرمال سرعت دینامیکی-کراس) 105
شکل۳۸-۴:نمودار تغییرات فشار (نرمال سرعت دینامیکی-کراس) 105

شکل۳۹-۴: کانتور تغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس) 105
شکل۴۰-۴ : بردار تغییرات فشار در مقطع خروجی(نرمال سرعت دینامیکی-کراس) 106
شکل۴۱-۴ :کانتور تغییرات فشار در مقطع خروجی(نرمال سرعت دینامیکی-کراس) 106
شکل۴۲-۴:نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس) 106
شکل۴۳-۴ : بردار تغییرات دما در مقطع خروجی(نرمال سرعت دینامیکی-کراس) 107
شکل۴۴-۴ : کانتور تغییرات دما در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس) 107
شکل۴۵-۴:نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس) 107
شکل ۴۶-۴ : بردار تغییرات سرعت در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس) 108
شکل ۴۷-۴: کانتور تغییرات سرعت در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس) 108
شکل۴۸-۴: نمودار و کانتورتغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سرتا سر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس) 109
شکل ۴۹-۴: کانتور تغییرات تنش برشی در مقطع خروجی (نرمال سرعت دینامیکی-کراس) 109
شکل۵۰-۴ :نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 110
شکل ۵۱-۴ :تغییرات سرتاسری غلظت ال دی ال در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 110
شکل۵۲-۴: بردار تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 110
شکل ۵۳-۴ : کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 111
شکل۵۴-۴: نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 111
شکل ۵۵-۴ : تغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 111
شکل ۵۶-۴ : بردار تغییرات فشار در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 112
شکل۵۷-۴ :نمودار تغییرات دما در سراسر رگ 112
شکل ۵۸-۴ :نمودار تغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 112
شکل۵۹-۴ :بردار تغییرات دما در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 112
شکل۶۰-۴:کانتور تغییرات دما در مقطع خروجی از رگ (نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 113
شکل۶۱-۴ :نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 113
شکل۶۲-۴ : بردار تغییرات سرعت در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 113
شکل۶۳-۴ :کانتور تغییرات سرعت در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 114
شکل۶۴-۴ :تغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 114
شکل۶۵-۴ :بردارتغییرات تنش برشی دیواره در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 114
شکل۶۶-۴ : کانتور تغییرات تنش برشی دیواره در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 115
شکل ۶۷-۴: نمودار تنش برشی در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو) 115
شکل۶۸-۴: تغییرات غلظت LDL در سیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال سرعت دینامیکی) 116
شکل۶۹-۴: تغیرات فشار استاتیک در سیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال سرعت دینامیکی) 116
شکل ۷۰-۴: نمودار تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال سرعت دینامیکی) 117
شکل۷۲-۴: تغییرات تنش برشی درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال سرعت دینامیکی) 118
شکل ۷۴-۴ :تغییرات ساختاری غلظت در ال دی ال در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 119
شکل ۷۵-۴:بردارغلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی در رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 119
شکل۷۶-۴: کانتور غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 119
شکل ۷۷-۴:نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 120
شکل۷۸-۴ : تغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 120
شکل۷۹-۴:کانتور تغییرات فشار در مقطع خروجی رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 120
شکل۸۰-۴ :نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 121
شکل۸۱-۴ : کانتور تغییرات سراسری دما در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 121
شکل۸۲-۴ : بردار تغییرات دما درمقطع گرفتگی در رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 121
شکل۸۳-۴ :کانتور تغییرات دما درمقطع خروجی رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 122
شکل۸۴-۴ : نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 122

شکل۸۵-۴: تغییرات سرتاسری تغییرات سرعت در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 122
شکل ۸۶-۴: کانتورتغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 123
شکل ۸۷-۴: نمودارتنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی از رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 123
شکل۸۸-۴ :نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 124
شکل ۸۹-۴:کانتور تغییرات سرتاسری غلظت ال دی ال در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 124
شکل۹۰-۴ :بردار تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 124
شکل۹۱-۴ :کانتور تغییرات غلظت ال دی ال درمقطع خروجی رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 125
شکل ۹۲-۴ :نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 125
شکل ۹۳-۴ : کانتورتغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 126
شکل۹۴-۴ :نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 126
شکل۹۵-۴:تغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 126
شکل۹۶-۴: بردار تغییرات دما در مقطع گرفتگی(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 127
شکل ۹۷-۴ :کانتور تغییرات دما در مقطع خروجی(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 127
شکل۹۸-۴ :نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 127
شکل ۹۹-۴ : بردارتغییرات سرعت در مقطع گرفتگی (۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 128
شکل ۱۰۰-۴: کانتور تغییرات سرعت در مقطع خروجی از رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 128
شکل۱۰۱-۴: تغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 128
شکل ۱۰۲-۴ : نمودار تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی از رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 129
شکل ۱۰۳-۴:کانتور تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 129
شکل۱۰۴-۴ :نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 129
شکل۱۰۵-۴- بردار تغییرات غلظت ال دی ال در رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 130
شکل۱۰۶-۴:الف)کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی ب)کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در خروجی از رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 130
شکل ۱۰۷-۴ :نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 130
شکل ۱۰۸-۴: کانتور تغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 130
شکل۱۰۹-۴ :بردار تغییرات فشار در گرفتگی از رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 131
شکل۱۱۰-۴ :نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 131
شکل ۱۱۱-۴ : بردار تغییرات دما در گرفتگی(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 131
شکل ۱۱۲-۴ :کانتورتغییرات دما در مقطع خروجی(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 131
شکل۱۱۳-۴ :نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 132
شکل۱۱۴-۴ :بردار تغییرات سرعت(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 132
شکل ۱۱۵-۴ :کانتور تغییرات سرعت در مقطع خروجی رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 132
شکل۱۱۶-۴:تغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 133
شکل ۱۱۷-۴ :بردار تنش برشی دیواره(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 133
شکل ۱۱۸-۴:الف) کانتور تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی ب) نمودار تنش برشی دیوار در سرتاسر لوله(۳۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 133
شکل ۱۱۹-۴:نمودار تغییرات ال دی ال در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 134
شکل۱۲۰-۴:تغییرات سرتاسری تغییرات ال دی ال در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 134
شکل۱۲۱-۴: بردارتغییرات غلظت ال دی ال در گرفتگی(۳۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 135
شکل ۱۲۲-۴: کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی(۳۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 135
شکل ۱۲۳-۴ :نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 135
شکل۱۲۴-۴:تغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 136
شکل ۱۲۵-۴ :وکتورتغییرات فشار(۳۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 136
شکل ۱۲۶-۴:کانتور تغییرات فشار در مقطع خروجی از رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 136

شکل ۴-۱۲۷ :تغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ (۳۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)..... 137
شکل۴-۱۲۸ :بردارتغییرات دما(۳۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 137
شکل ۴-۱۲۹ :کانتور تغییرات دما در مقطع گرفتگی از رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 138
شکل ۴-۱۳۰ :نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)..... 138
شکل ۴-۱۳۱:تغییرات سرتاسری تغییرات سرعت در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 138
شکل ۴-۱۳۲:بردار تغییرات سرعت(۳۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 138
شکل ۴-۱۳۳ :کانتور تغییرات سرعت در مقطع خروجی..... 139
شکل۴-۱۳۴ :تغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(۳۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 139
شکل۴-۱۳۵: تغییرات غلظت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۳۰٪ سرعت دینامیکی) 140
شکل ۴-۱۳۶: تغییرات فشار استاتیک درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۳۰٪ سرعت دینامیکی)..... 140
شکل ۴-۱۳۷: نمودار تغییرات دما درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۳۰٪ سرعت دینامیکی) 141
شکل۴-۱۳۸: تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۳۰٪ سرعت دینامیکی) 141
شکل۴-۱۳۹: تغییرات تنش برشی درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۳۰٪ سرعت دینامیکی)..... 142
شکل۴-۱۴۱: تغییرات سرتاسری غلظت ال دی ال در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 143
شکل ۴-۱۴۲:بردار تغییرات غلظت ال دی ال(۶۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 143
شکل۴-۱۴۳ : کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی(۶۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 143
شکل ۴-۱۴۴ :نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 144
شکل ۴-۱۴۵: تغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 144
شکل ۴-۱۴۷: تغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 145
شکل ۴-۱۴۸ :بردار تغییرات دما(۶۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 145
شکل ۴-۱۴۹ : کانتور خروجی تغییرات دما در مقطع گرفتگی(۶۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 145
شکل۴-۱۵۰:نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 146
شکل ۴-۱۵۱ :تغییرات سرتاسری سرعت در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 146
شکل ۴-۱۵۲ : بردارتغییرات سرعت(۶۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 146
شکل ۴-۱۵۴:تغییرات سرتاسری تغییرات تنش برشی دیواره در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 147
شکل ۴-۱۵۵ :بردار تغییرات تنش برشی دیواره(۶۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 147
شکل۴-۱۵۷: نمودارتنش برشی دیواره در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 148
شکل ۴-۱۵۸:نمودار تغییرات ال دی ال در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 148
شکل ۴-۱۶۰ : بردار تغییرات غلظت ال دی ال در رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 149
شکل ۴-۱۶۱ :نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو)..... 149
شکل ۴-۱۶۳ :بردار تغییرات فشار(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو)..... 150
شکل ۴-۱۶۴ :نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 150
شکل ۴-۱۶۶ :بردار تغییرات دما(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 151
شکل۴-۱۶۷ :الف)کانتور تغییرات دما در خرجی ب) کانتور دما در مقطع گرفتگی(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 151
شکل ۴-۱۶۹ : کانتور تغییرات سرعت سرتاسری در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 152
شکل ۴-۱۷۰ :بردار تغییرات سرعت(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو)..... 152
شکل۴-۱۷۱:کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی از رگ (۶۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 153
شکل ۴-۱۷۲ :تغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو)..... 153
شکل۴-۱۷۴ :کانتور تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 154
شکل۴-۱۷۵: نمودار تنش برشی دیواره در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 154
شکل۴-۱۷۷ :تغییرات سرتاسری غلظت ال دی ال در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 155
شکل ۴-۱۷۸ :بردار تغییرات غلظت ال دی ال(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 155
شکل ۴-۱۷۹: کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی از رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کراس)..... 155
شکل ۴-۱۸۰:نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 156

شکل ۱۸۱-۴:تغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 156
شکل ۱۸۴-۴:نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کراس)..... 157
شکل۱۸۵-۴ :کانتور تغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 157
شکل ۱۸۷-۴ :کانتور تغییرات دما در خروجی رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 158
شکل ۱۸۸-۴:نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 158
شکل۱۹۰-۴ :بردار تغییرات سرعت(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 159
شکل ۱۹۱-۴:کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کراس) 159
شکل ۱۹۲-۴:وکتور تغییرات تنش برشی دیواره(۶۰٪ سرعت دینامیکی-کراس)..... 159
شکل۱۹۵-۴ :نمودار تغییرات ال دی ال در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 160
شکل ۱۹۷-۴:بردار تغییرات غلظت ال دی ال در رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 161
شکل ۱۹۸-۴:نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)..... 161
شکل ۱۹۹-۴: بردار تغییرات فشار(۶۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)..... 161
شکل ۲۰۰-۴: نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)..... 162
شکل ۲۰۱-۴:بردار تغییرات دما (۶۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 162
شکل ۲۰۲-۴:کانتور تغییرات دما در مقطع گرفتگی..... 162
شکل ۲۰۳-۴:نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)..... 163
شکل ۲۰۴-۴:کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی(۶۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)..... 163
شکل ۲۰۵-۴:کانتور تغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)..... 163
شکل ۲۰۶-۴:کانتور تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی از رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)..... 164
شکل ۲۰۷-۴: نمودار تنش برشی دیواره در سراسر رگ(۶۰٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 164
شکل۲۰۸-۴: تغییرات غلظت ال دی ال درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۶۰٪ سرعت دینامیکی) 164
شکل ۲۰۹-۴: تغییرات فشار استاتیک درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۶۰٪ سرعت دینامیکی)..... 165
شکل۲۱۰-۴: تغییرات دما درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۶۰٪ سرعت دینامیکی)..... 165
شکل۲۱۱-۴: تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۶۰٪ سرعت دینامیکی) 166
شکل ۲۱۲-۴: تغییرات تنش برشی درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۶۰٪ سرعت دینامیکی)..... 166
شکل۲۱۳-۴:نمودار تغییرات ال دی ال در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 167
شکل۲۱۴-۴: کانتور تغییرات سرتاسری غلظت ال دی ال در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 167
شکل۲۱۵-۴ :بردار تغییرات غلظت ال دی ال(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 167
شکل۲۱۶-۴:کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی از رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 168
شکل ۲۱۷-۴:نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 168
شکل ۲۱۸-۲: بردار تغییرات فشار(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 168
شکل۲۱۹-۴:کانتور تغییرات فشار در مقطع گرفتگی(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 169
شکل ۲۲۰-۴:نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 169
شکل ۲۲۱-۴: کانتور تغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 169
شکل ۲۲۲-۴:بردار تغییرات دما(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 170
شکل ۲۲۳-۴: کانتور تغییرات دما در مقطع گرفتگی از رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 170
شکل ۲۲۴-۴:نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 170
شکل۲۲۵-۴:کانتورتغییرات سرتاسری سرعت در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 171
شکل۲۲۶-۴:کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 171
شکل۲۲۷-۴:کانتورتغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 171
شکل۲۲۸-۴:کانتور تنش برشی دیواره در مقطع خروجی(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی) 172
شکل ۲۲۹-۴: نمودارتنش برشی دیواره در سراسر لوله(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)..... 172
شکل۲۳۰-۴:نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ (۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)..... 172
شکل۲۳۱-۴:تغییرات سرتاسری غلظت ال دی ال در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)..... 173

شکل ۲۳۲-۴:بردار غلطت ال دی ال (۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 173
شکل ۲۳۳-۴:کانتور تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 173
شکل۲۳۴-۴:نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 174
شکل۲۳۵-۴ :کانتور تغییرات سرتاسری تغییرات فشار در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 174
شکل ۲۳۶-۴:کانتور تغییرات فشار در مقطع گرفتگی(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 174
شکل ۲۳۷-۴:نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 175
شکل۲۳۸-۴: کانتور تغییرات دما در مقطع گرفتگی از رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 175
شکل ۲۳۹-۴: بردار تغییرات دما(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 175
شکل۲۴۱-۴ :نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 176
شکل۲۴۲-۴:کانتورتغییرات سرتاسری سرعت در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 176
شکل ۲۴۴-۴: کانتورتغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 177
شکل ۲۴۵-۴:بردار تنش برشی دیواره(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 177
شکل ۲۴۷-۴: نمودار تنش برشی دیواره در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو) 178
شکل ۲۴۸-۴:نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کراس) 178
شکل ۲۵۰-۴: بردار غلظت ال دی ال (۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کراس) 179
شکل ۲۵۱-۴:کانتورغلظت تغییرات ال دی ال در مقطع گرفتگی از رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کراس) 179
شکل ۲۵۳-۴: کانتورتغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کراس) 180
شکل ۲۵۴-۴: کانتور تغییرات فشار در مقطع خروجی(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کراس) 180
شکل ۲۵۶-۴: کانتورتغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کراس) 181
شکل ۲۵۷-۴:کانتور تغییرات دما در مقطع گرفتگی(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کراس) 181
شکل۲۵۸-۴ :کانتور تغییرات دما در مقطع خروجی(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کراس) 181
شکل ۲۵۹-۴:نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کراس) 182
شکل۲۶۰-۴: بردار تغییرات سرعت(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کراس) 182
شکل۲۶۲-۴: کانتورتغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کراس) 183
شکل ۲۶۳-۴:وکتور تنش برشی دیواره(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کراس) 183
شکل۲۶۴-۴:کانتور تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی از رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-کراس) 183
شکل۲۶۶-۴ :نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 184
شکل۲۶۸-۴:کانتور غلظت ال دی ال در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 185
شکل ۲۶۹-۴:نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 185
شکل ۲۷۰-۴: کانتورتغییرات فشار در مقطع گرفتگی(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 186
شکل۲۷۱-۴:نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 186
شکل ۲۷۳-۴: کانتورتغییرات دما در مقطع گرفتگی(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 187
شکل ۲۷۴-۴: کانتور تغییرات دما در مقطع خروجی از رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 187
شکل ۲۷۵-۴:نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 187
شکل ۲۷۷-۴:کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 188
شکل ۲۷۸-۴:تغییرات سرتاسری تنش برشی دیوار در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 188
شکل ۲۷۹-۴:کانتور تنش برشی دیوار در مقطع گرفتگی از رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 188
شکل۲۸۰-۴: نمودار تنش برشی دیوار در سراسر لوله(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو) 189
شکل۲۸۱-۴: تغییرات غلظت ال دی ال درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی) 189
شکل ۲۸۲-۴: تغییرات فشاراستاتیک درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی) 190
شکل ۲۸۳-۴: تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی) 190
شکل ۲۸۴-۴: تغییرات دما درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی) 191
شکل ۲۸۵-۴: تغییرات تنش برشی درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی) 191

شکل۲۸۶-۴: کانتور تغییرات غلظت در مقطع خروجی از رگ و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (نرمال پالسی – نیوتونی) 192
شکل ۲۸۷-۴: نمودار و کانتور تغییرات فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (نرمال پالسی – نیوتونی) 193
شکل ۲۸۸-۴: الف)کانتور تغییرات دما در مقطع خروجی رگ ب) نمودار تغییرات دما در سراسر رگ (نرمال پالسی – نیوتونی) 193
شکل ۲۸۹-۴:کانتور سرعت در مقطع خروجی ازرگ و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (نرمال پالسی – نیوتونی) ... 194
شکل ۲۹۰-۴:کانتور و نمودار تغییرات تنش برشی دیوار در سرتاسر رگ (نرمال پالسی – نیوتونی) 194
شکل ۲۹۱-۴:کانتور غلظت در مقطع خروجی و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (نرمال پالسی – کارئو) 195
شکل۲۹۲-۴:کانتورو نمودار تغییرات فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (نرمال پالسی – کارئو) 195
شکل ۲۹۴-۴: کانتور سرعت در مقطع خروجی و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (نرمال پالسی – کارئو) 196
شکل۲۹۵-۴:کانتور و نمودار تغییرات تنش برشی دیواره در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– کارئو) 196
شکل ۲۹۶-۴ :کانتور در مقطع خروجی و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– کراس)..... 197
شکل ۲۹۷-۴: کانتور و نمودار تغییرات فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– کراس) 197
شکل ۲۹۹-۴: کانتور تغییرات سرعت در مقطع خروجی از رگ و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– کراس) 198
شکل۳۰۰-۴: کانتور و نمودار تغییرات تنش برشی دیوار در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– کراس) 198
شکل ۳۰۱-۴: کانتور غلطت در مرکز رگ و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– پاورلو) 199
شکل ۳۰۲-۴: کانتور و نمودارتغییرات غلظت فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– پاورلو) 199
شکل ۳۰۴-۴ : کانتور سرعت در مقطع خروجی از رگ و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– پاورلو).... 200
شکل ۳۰۵-۴: کانتور و نمودارتغییرات تنش برشی دیواره در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– پاورلو) 200
شکل۳۰۶-۴: تغییرات غلظت ال دی ال درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال پالسی– پاورلو) 201
شکل۳۰۷-۴:تغییرات فشار استاتیک درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال پالسی– پاورلو)..... 201
شکل۳۰۸-۴: تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال پالسی– پاورلو) 202
شکل ۳۰۹-۴: تغییرات دما درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال پالسی– پاورلو) 202
شکل۳۱۰-۴: تغییرات تنش برشی دیواره درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال پالسی– پاورلو) 203
شکل ۳۱۱-۴: الف)کانتور غلظت ال دی ال در خروجی از رگ ب)کانتور غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی از رگ و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (۳۰ ٪ گرفتگی– نیوتونی) 204
شکل ۳۱۳-۴: سمت راست کانتور دمایی در مقطع گرفتگی و سمت چپ کانتور دمایی در مقطع خروجی و نمودار تغییرات دمای استاتیکی در سرتاسر رگ (٪۳۰گرفتگی– نیوتونی و پالسی) 205
شکل ۳۱۵-۴:کانتور نغییرات تنش برشی در گرفتگی و نمودار تغییرات تنش برشی دیوار در سرتاسر رگ (٪۳۰گرفتگی– نیوتونی و پالسی)..... 206
شکل۳۱۶-۴: کانتور غلظت درمقطع گرفتگی از رگ و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (٪۳۰ گرفتگی– کارئو و پالسی)..... 207
شکل ۳۱۷-۴: کانتور و نمودار تغییرات فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (٪۳۰گرفتگی– کارئو و پالسی)..... 207
شکل۳۱۸-۴: کانتور تغییرات دمایی در گرفتگی و تغییرات دما در سرتاسر رگ (٪۳۰ گرفتگی– کارئو و پالسی)..... 207
شکل ۳۱۹-۴: کانتورتغییرات سرعت در خروجی و نمودار تغییرات دما در سرتاسر رگ (٪۳۰ گرفتگی– کارئو و پالسی) 208
شکل ۳۲۰-۴:کانتور و نمودارتغییرات تنش برشی دیوار در سرتاسر رگ (٪۳۰ گرفتگی– کارئو و پالسی)..... 208
شکل ۳۲۱-۴: کانتور در مقطع گرفتگی و نمودارتغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (۳۰٪ گرفتگی– کراس و پالسی) .. 209
شکل ۳۲۲-۴:کانتور و نمودارتغییرات فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (۳۰٪ گرفتگی– کراس و پالسی) 209
شکل ۳۲۴-۴: کانتور تغییرات سرعت در مرکز گرفتگی و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (۳۰٪ گرفتگی– کراس و پالسی)..... 210
شکل ۳۲۵-۴: کانتورو نمودار تغییرات تنش برشی دیوار در سرتاسر رگ (۳۰٪ گرفتگی– کراس و پالسی) 210
شکل ۳۲۶-۴:کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در گرفتگی و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ ب) نمودار و کانتور تغییرات دمایی(٪۳۰گرفتگی– پاورلو و پالسی)..... 211
شکل ۳۲۷-۴: کانتور و نمودارتغییرات فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (٪۳۰گرفتگی– پاورلو و پالسی)..... 212

شکل ۳۲۸-۴:کانتورتغییرات سرعت در مقطع خروجی و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (٪۳۰گرفتگی– پاورلو و پالسی) 212
شکل ۳۳۰-۴: تغییرات غلظت ال دی ال درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۳۰٪ پالسی) 213
شکل۳۳۲-۴: تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۳۰٪ پالسی) 214
شکل ۳۳۳-۴: تغییرات دمایی درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۳۰٪ پالسی) 214
شکل ۳۳۴-۴: تغییرات تنش برشی دیواره درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۳۰٪ پالسی)..... 215
شکل ۳۳۵-۴: کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– نیوتونی و پالسی) 215
شکل۳۳۶-۴: کانتور و نمودار تغییرات فشار در سرتاسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– نیوتونی و پالسی) 216
شکل ۳۳۷-۴: کانتور و نمودار تغییرات دما در سرتاسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– نیوتونی و پالسی)..... 216
شکل ۳۳۸-۴: نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ و کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی (٪۶۰ گرفتگی– نیوتونی و پالسی)..... 217
شکل ۳۳۹-۴: بردار ونمودار تغییرات تنش برشی دیوار در سرتاسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– نیوتونی و پالسی) 217
شکل ۳۴۰-۴: کانتور تغییرات غلظت در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– کارئو و پالسی)..... 218
شکل ۳۴۳-۴: کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– کارئو و پالسی)..... 219
شکل ۳۴۴-۴: کانتور تغییرات تنش برشی در مقطع گرفتگی و نودارتغییرات تنش برشی دیواره در سرتاسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– کارئو و پالسی)..... 220
شکل ۳۴۵-۴: کانتور تغییرات غلظت ال دی ال و نمودارتغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– کراس و پالسی)..... 220
شکل ۳۴۶-۴: کانتور تغییرات فشار در گرفتگی ودر سراسر رگ و نمودار تغییرات فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– کراس و پالسی) 221
شکل ۳۴۷-۴: کانتور تغییرات دمایی در گرفتگی و در سراسر رگ و نمودار تغییرات دما در سرتاسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– کراس و پالسی)..... 221
شکل۳۴۸-۴: کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– کراس و پالسی)..... 222
شکل ۳۴۹-۴: کانتور تغییرات تنش برشی در مقطع گرفتگی و نمودارتغییرات تنش برشی دیواره در سرتاسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– کراس و پالسی) 222
شکل ۳۵۲-۴: کانتور تغییرات دمایی در مقطع گرفتگی و سراسر رگ و نمودارتغییرات دما در سرتاسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– پاورلو و پالسی..... 224
شکل ۳۵۳-۴: کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– پاورلو و پالسی)..... 225
۳۵۴-۴: کانتور تغییرات تنش برشی در مقطع گرفتگی و سراسری لوله و نمودار تنش برشی دیواره در سراسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– پاورلو و پالسی)..... 225
شکل ۳۵۵-۴:تغییرات غلظت ال دی ال درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۶۰٪ پالسی) 226
شکل ۳۵۶-۴: فشار استاتیک درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۶۰٪ پالسی)..... 226
شکل ۳۵۷-۴: تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۶۰٪ پالسی) 227
شکل ۳۵۸-۴: تغییرات دمایی درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(۶۰٪ پالسی) 227
شکل ۳۶۰-۴: کانتور تغییرات غلظت ال دی ال و نمودار غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (٪۸۰ گرفتگی– نیوتونی و پالسی)228
شکل ۳۶۱-۴: کانتور و نمودار تغییرات فشار در سرتاسر رگ (٪۸۰ گرفتگی– نیوتونی و پالسی) 228
شکل ۳۶۲-۴: کانتور و نمودار تغییرات دما در سرتاسر رگ (٪۸۰ گرفتگی– نیوتونی و پالسی) 229
شکل ۳۶۳-۴: کانتور تغییرات دما در مقطع گرفتگی و نمودارتغییرات دما (سمت راست: در گرفتگی)(سمت چپ: در سرتاسر رگ) (٪۸۰ گرفتگی– نیوتونی و پالسی) 229
شکل ۳۶۶-۴: کانتور ونمودار تغییرات فشار در سرتاسر رگ (٪۸۰ گرفتگی– کارئو و پالسی)..... 231

شکل ۳۶۷-۴: کانتور و نمودار تغییرات دما در سرتاسر رگ (٪۸۰ گرفتگی– کارئو و پالسی) 231
شکل ۳۶۸-۴؛ کانتور در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات سرعت (سمت راست: در گرفتگی)(سمت چپ: در سرتاسر رگ) (٪۸۰ گرفتگی– کارئو و پالسی)..... 232
شکل ۳۶۹-۴: کانتور در مقطع گرفتگی و نمودارتغییرات تنش برشی دیواره در گرفتگی (٪۸۰ گرفتگی– کارئو و پالسی) 232
شکل ۳۷۰-۴: کانتور و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (٪۸۰ گرفتگی– کراس و پالسی) 233
شکل۳۷۲-۴: کانتورتغییرات دما در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات دما (سمت راست: در گرفتگی) (سمت چپ: در سرتاسر رگ) (٪۸۰ گرفتگی– کراس و پالسی) 234
شکل ۳۷۳-۴:کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات سرعت (سمت راست: در گرفتگی) (سمت چپ: در سرتاسر رگ) (٪۸۰ گرفتگی– کراس و پالسی)..... 235
شکل ۳۷۴-۴: کانتور تغییرات تنش برشی و نمودار تغییرات تنش برشی دیواره (سمت راست: در گرفتگی) (سمت چپ: در سرتاسر رگ) (٪۸۰ گرفتگی– کراس و پالسی)..... 235
شکل ۳۷۵-۴: تغییرات غلظت ال دی ال (سمت راست: در گرفتگی) (سمت چپ: در سرتاسر رگ) (۸۰ درصد گرفتگی– پاورلو و پالسی)..... 236

شکل ۳۷۶-۴: کانتور تغییرات فشار در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات فشار در گرفتگی (۸۰ درصد گرفتگی– پاورلو و پالسی) 236
شکل ۳۷۷-۴: کانتور در مقطع گرفتگی و سراسری و نمودار تغییرات دما در گرفتگی (۸۰ درصد گرفتگی– پاورلو و پالسی).. 237
شکل ۳۷۸-۴: تغییرات سرعت (سمت راست: در گرفتگی) (سمت چپ: در سرتاسر رگ) (۸۰ درصد گرفتگی– پاورلو و پالسی) 238
شکل ۳۷۹-۴:کانتور تغییرات تنش برشی در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات تنش برشی دیواره ونمودار (سمت راست: در گرفتگی) (سمت چپ: در سرتاسر رگ) (۸۰ درصد گرفتگی– پاورلو و پالسی) 238
شکل ۳۸۰-۴: تغییرات غلظت ال دی ال درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪۸۰ پالسی) 239
شکل۳۸۱-۴: تغییرات فشار استاتیک درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪۸۰ پالسی)..... 239
شکل۳۸۲-۴: تغییرات دما درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪۸۰ پالسی)..... 240
شکل ۳۸۳-۴: تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪۸۰ پالسی) 240
شکل ۳۸۴-۴: تغییرات تنش برشی درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪۸۰ پالسی)..... 241
شکل۳۸۵-۴: نمودار غلظت ، دما و سرعت در فرد سالم در حالت پالسی و سرعت دینامیکی در حالت نیوتونی 242
شکل ۳۸۶-۴: نمودار غلظت ، دما و سرعت با گرفتگی٪۳۰ در حالت پالسی و سرعت دینامیکی در حالت نیوتونی..... 243
شکل ۳۸۷-۴: نمودار غلظت ، دما و سرعت با گرفتگی٪۶۰ در حالت پالسی و سرعت دینامیکی در حالت نیوتونی..... 243
شکل ۳۸۸-۴: نمودار غلظت ، دما و سرعت با گرفتگی٪۸۰ در حالت پالسی و سرعت دینامیکی در حالت نیوتونی..... 244

فهرست جداول:

جدول ۲-۱: مقایسه پژوهش های با انجام شده با پژوهش حاضر.....66

جدول٤-۱: استقلال از مش در حالت فشار.....89

علائم اختصار فرمول ها:

شعاع گلوگاه	R
شعاع استوانه	r
درجه سانتی گراد	c°
سرعت	V
تانسور تراوایی	K
ویسکوزیته ظاهری	μ
فشار	P
وات	W
متر	M
سرعت متوسط	U
سرعت پالسی	U(t)
ضریب پالسی/ ضریب تخلخل	ε
سینوس	sin
دما	T
زمان	t
مول	mol
ضریب پخش ذرات(ضریب دیفیوژن)	D
غلظت	C
ضریب پاور لو (توانی)	n
نرخ برشی	γ

گرادیان	∇
ضریب تغییرات دامنه	δ
دانسیته	ρ
تنش برشی	τ
مشتق اول	σ
ضریب رسانش	k

در اشکال (m)به معنای متتر و (p) به معنای پاسکال میباشد .

چکیده

در این پژوهش به تحلیل و شبیه سازی شریان کرونری صاف تحت جریان پالسی و سرعت دینامیکی با گرفتگی ۳۰ و ٦۰و ۸۰ با سیا نیوتونی و انواع غیرنیوتونی همچون مدل کاریو ، پاورلو و کراس پرداخته شد. از آن جا که یکی از مهترین عوامل سکته های قلبی، گرفتگی های رگ می باشد، و عامل اصلی آن چربی های متراکم شده در رگ می باشد، لذا در این پژوهش تلاش شد تا بررسی شرایط مختلف و ارائه سناریوهای مختلف، به تحلیل این موضوع پرداخته شود. با بررسی نتایج مشخص شد که میزان غلظت در برخی گامهای مکانی افزایش خواهد داشت که این افزایش منجر به افزایش ال دی ال می شود و منجر به نفوذ این ذرات به دیواره رگ می گردد. از طرف دیگر، با افزایش دما، ذرات چربی از حالت تراکم خارج شده که این امر منجر به افزایش سرعت سیال می شود. در میان سناریوهای مختلف، کمترین میزان غلظت برای حالت جریان پالسی با گرفتگی ٦۰٪ با سیال غیرنیوتونی مدل کراس می باشد. در تمامی سیالات ، سیال نوع کراس کمترین میزان غلظت را داشته است.

کلیدواژه: ال دی ال – گرفتگی ۳۰٪و ۶۰٪و ۸۰٪- پالسی- هایپرترمیا- سیال نیوتونی و غیرنیوتونی

فصل اول

(کلیات پژوهش)

۱-۱- مقدمه

قلب یک ارگان عضلانی تو خالی و هرمی شکل است که بطور مایل در قسمت مدیاستن میانی و در داخل پرده پریکارد که از جنس فیبروز است قرار دارد. در جلو توسط استخوان استرنوم و در پشت توسط ستون مهره ها محافظت می شود.در دوطرف قلب ریه ها قرار دارند. یک سوم از قلب در سمت راست خط وسط و دوسوم آن در طرف چپ این خط واقع است.

قلب رابطور عامیانه به قلب راست و قلب چپ تقسیم می کنند ولی نام گذلری صحیح قلب آنتریور و پوستریور است که دهلیز و بطن راست در قسمت آنتریور و دهلیز چپ و بطن چپ در قسمت پوستریور قرار دارد.

یکی از شایعترین بیماری های شریانی ، آترواسکلروز یا تصبلب شریان می باشد که در آن با جمع شدن کلسترول و مواد چربی درون بخش هایی از دیواره ی رگ و در نتیجه کاهش سطح مقطع در این بخش ها ، رگ به اصلاح دچار گرفتگی می شود و منجر به تغییرات در نیروهای همودینامیک وارد بر جداره رگ می شود ، از این رو بررسی رفتار رئولوژیکی خون در ایین مواقع برای فهم دینامیک جریان خون ، واثر آن روی عناصر تشکیل دهنده خون از اهمیت بالایی برخوردار است . این کاهش سطح مقطع رگ (گرفتگی رگ) خون رسانی به بافت پایین دست را کاهش داده و در نتیجه ممکن است به علت عدم خون رسانی کافی ، منجر به مرگ شود . تشکیل پلاک و گرفتگی در عروق در مرحله پیشرفته آن ، عوارض بسیار جدی داشته و نیازمند اقدامات ویژه ای جهت درمان است .

دراین پژوهش به بررسی جریان خون در نقاطی از رگ کرونر چپ قلب که دچار تصلب شریان می شود می – پردازد .

۱-۲ خون[1]:

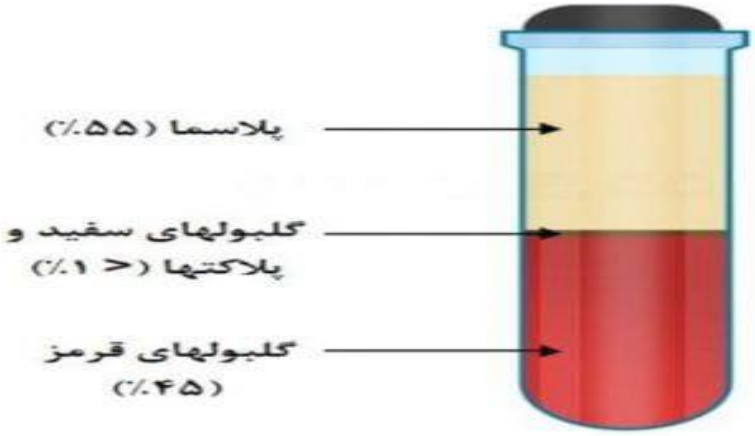
از نقطه نظر بافت شناسی ، خون بافت جاری ویژه ای است که مایع بین آن پلاسما و عناصر تشریحی آن شامل گلبول های قرمز، گلبول های سفید ، پلاکت ها بوده که در آن شناورند . در حقیقت بافت خون ، مرکب از سوسپانسیونی از انواع مختلف سلول ، در محیط مایع موسوم به پلاسما است. در حالت سلامت ، ترکیب سلولی

[1] blood

خون تقریباً ٤٥٪ و ترکیب مایع ٥٥٪ آن تشکیل می دهد . در افراد نرمال گلبول قرمز ٤٨٪ حجم خون در مردان و ٤٢٪ در زنان را تشکیل می دهد . درصد حجمی از خون را که اریتروسیت[2] تشکیل می دهد را هماتوکریت[3] نامیده می شود . عمر متوسط گلبول قرمز د جریان خون ١٢٠ روز است.

١-٢- ١- پلاسما:

٥٥٪حجم خون را پلاسما تشکیل می دهد . پلاسمای خون از آب و مواد مختلف آلی و معدنی که به صورت محلول درآن قرار دارند ، تشکیل شده است .آب در حدود ٩١٪ از حجم پلاسما را به خود اختصاص می دهد . پروتئین های مهم موجود در پلاسما شامل آلبومین ها، گلبول ها و فیبرینوژن می باشند .



شکل ١-١ : اجزای حاصل از خون را شان میدهد(٤٨)

١-٣- سلول های خون:

سلول های خون شامل سه نوع اولیه به نام های اریتروسیت ها (گلبول های قرمز) ، لکوسیت ها (گلبول های سفید) ، و ترمبوسیت ها (پلاکت ها) می باشند .

١-٣-١-اریتروسیت ها :

حدود ٤٥٪ سلول های خونی را گلبول قرمز تشکیل می دهند . شکل آن شبیه به دیسکی است که از هر دو طرف ، به سمت مرکز دیسک غفرورفتگی دارد ، متوسط قطر آن برابر ٢/٧ میکرون و ضخامت آن در ضخیم ترین

[2] Erythrocyte
[3] Hematocrit

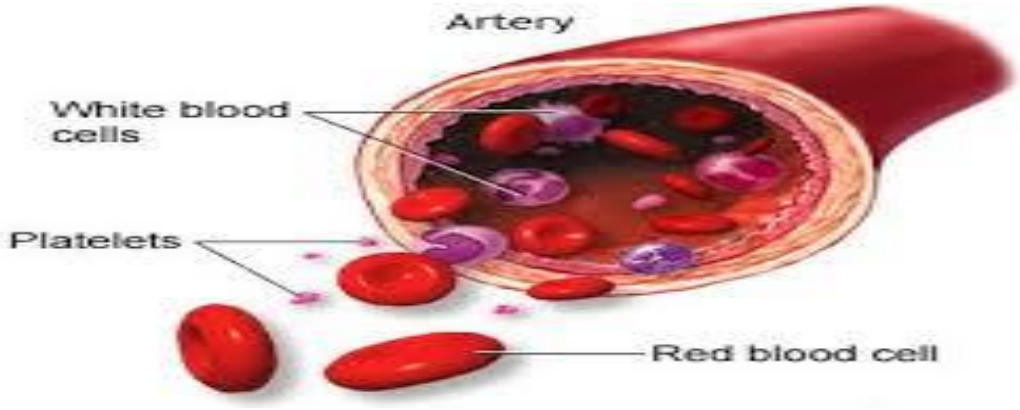
قسمت حدود ۲/۲ میکرون می باشد . گلبلول قرمز نقش عمده ای در تعیین خواص مکانیکی خون دارد که مبتنی بر انعطاف پذیری آن می باشد .

۱-۳-۲ - لکوسیت ها:

گلبول های سفید نقش مهمی در مبارزه با بیماری ها دارند که بوسیله ی عمل بیگانه خواری (فاگوسیتوز) انجام می گیرد .از آنجا که تعداد آن ها در مقابل گلبول های قرمز بسیار کمتر است ، اهمیت چندانی در تعیین خواص خون نخواهد داشت .

۱-۳-۳ - پلاکت ها:

تعداد پلاکت ها بسیار زیاد است اما اندازه ی بسیار کوچکی دارند و معمولاً در بحث جریان خون نادیده گرفته می شوند نقش آن ها در انعقاد خون می باشد .(۱)



شکل ۱-۲: پلاکت ها در رگ های خون را نشان می دهد.(٤٩)

۱-٤- طبیعت ضربانی بودن خون:

ماهیت پالسی بودن جریان خون خاصیتی است که به هیچ عنوان نمی توان آن را نادیده گرفت ، شبیه سازی به صورت پالس سینوسی ساده یا حالت پایدار ، خطای قابل ملاحظه ای را وارد نتایج می سازد . بنابراین می بایست پالس جریان رگ مورد نظر در شبیه سازی ، به عنوان شرط ورودی در نظر گرفته شود . به عنوان مثال پالس مربوط به عروق ناحیه ی ران دارای سرعت های منفی در زمان دیاستول قلب می باشند ، در حالی که سرعت منفی در پالس مربوط به رگ آئورت مشاهده نمی شود .

۱-۵ - رفتار غیرنیوتونی[4] بودن خون:

خون یک سیال غیرنیوتونی است . خواص نیوتونی آن به دوشکل زیر بیان می گردد:

الف) در نرخ برشی پایین ، ویسکوزیته ظاعری افزایش می یابد ، حتی در بعضی مواقع تنش تسلیم برای جریان یافتن لازم است .

ب) در مجرای کوچک در نرخ های برشی بالا ، ویسکوزیته کمتر از مجاری بزرگتر است . (اسکیمینگ پلاسما)

به طور کلی پذیرفته شده است که خون انسان هنگامی که نرخ برشی آن بزرگتر از $۱۰۰s^{-۱}$ باشد رفتار سیال نیوتونی را دارد ، وقتی نرخ برشی آن کمتر از $۱۰۰s^{-۱}$باشد به صورت غیر نیوتونی رفتار می کند . اما مدل های ارائه شده برای رفتار خون ، نرخ های برشی خیلی بالاتری را برای این رفتار پیش بینی کرده اند . درسیالات غیرنیوتونی رابطه ی تنش برشی و نرخ برش ، غیر خطی است .(۲)

۱-٦-دریچه آئورت:

سه لیف لت دارد که براساس نام کرونر جداشونده از همان سمت نام گذاری می شود:

کرونر چپ[5],کرونر راست[6] , غیرکرونری[7]

این لیف لت ها به شکل U به آنولوس آئورت می چسبند . بین این سه لیف لت سه کوشمیر وجود دارد ک لبه های لیف لت در این کومشیر شبیه به دست های هندوها در موقع نیایش است.دریچه آئورت هم برای اینکه فانکشن آن کامل باشد علاوه برلیف لت ها نیاز به هماهنگی دقیق آناتومیک و فیزیولوژیک آنولس در محل اتصال بطن به آئورت (Ventricular Arterial Junction) و طبیعی بودن سینوس های والسالوا هم دارد.

[4] Non newtonian
[5] Left coronary
[6] Right coronary
[7] Non coronary

۱-۷- شرایین کرونر:

دو کرونر به نام های کرونر راست[8] و کرونر چپ[9] از آئورت جدا می شوند شریان چپ از محل یک سوم سینوس کرونر چپ از آئورت جدا می شود در حدود ۲۰ میلی متر و گاهی در بعضی افراد تا ٤۰ میلی متر را طی میکنذد و از زیر شریان پولمونر عبور می کند و به دوشاخه LAD و CX تقسیم می شود.

تقریباً در همه ی انسان ها کرونر ها از یکی یا هردو این سینوس ها جدا می شود. ولی فرم شایع آن به اینصوررت است که کرونر راست از سینوس راست یا سینوس شماره ۱ و کرونر چپ از سینوس چپ یا سینوس شماره ۲ جدا می گردد.

۱-۷-۱ -آناتومی کرونر چپ قلب (LT main trunk)

شریان کرونر اصلی[10] معمولاً از سینوس کرونر چپ جدا می شود . از زیر شریان ریوی عبور می کند و در نزدیکی گوشک دهلیز چپ LAD و CX تقسیم می شود. طول شریان کرونر چپ می تواند از صفر تا ٤۰ میلی متر متغییر باشد .منظور از صفر این است که همان ابتدا دو شریان CX و LAD مستقیماً از آئورت جدا می شود.

۱-۷-۲- شریان حیاتی[11] :

نام دیگر شریان LAD شریان حیاتی (Life Vessel) است. بعد از اینکه در شیار بین بطنی قرار می گیرد به طرف پایین و رأس قلب حرکت می کند یکسری شاخه عمودی به سپتوم بین دو بطن می دهد که به آنها –شاخه های سپتال می گویند.

اولین شاخه سپتال بزرگترین هم هست . این شاخه های سپتال به $\frac{۲}{۳}$ قدامی سپتوم بین بطنی خون می دهد.

یکسری شرایین بصورت مایل از شریان (LAD) به نام های دیاگونال جدا می شود که به دیواره بطن چپ خونرسانی می کنند . این دیاگونال ها دو تا شش عدد هستند . اولین دیاگونال گاهی مستقیماً کرونر اصلی جدا می شود که در این حالت به آن Intermediate artery اطلاق می گردد.

---

[8] Right coronary
[9] Left coronary
[10] Left main
[11] LAD

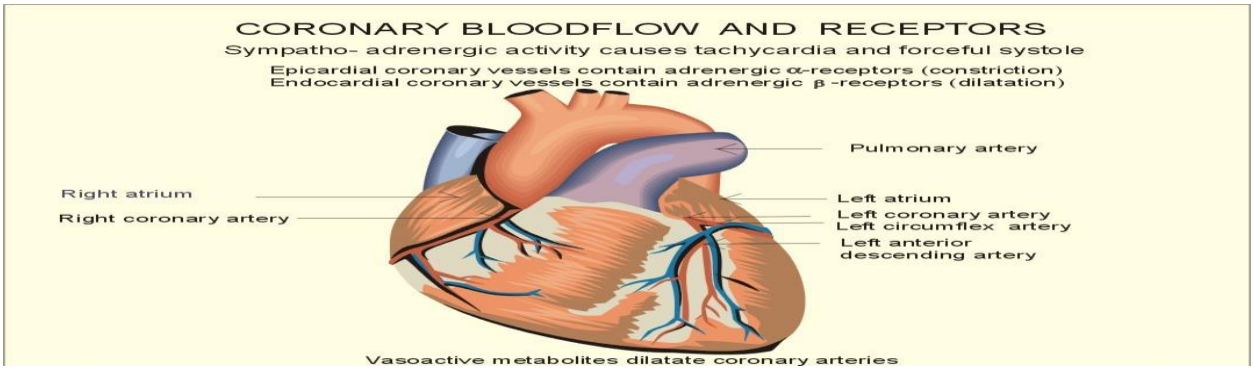
در ٤٪ موارد شرایین حیاتی در همان ابتدا دو شاخه می شود که بصورت موازی و با قطر کمتر از شریان اصلی به رأس قلب می روند.

شریان حیاتی در طول مسیر قسمتی را در اپی کاردیوم و در برخی قسمت ها داخل عضله می شود. گاهی انقباض شدید فیبرهای عضلانی در جایی که شریان داخل عضله عبور می کند می تواند فلوی خون را در LAD کم کند که به آن اصلاحاً پل عضلانی [12]گویند.

۱-۷-۳ -شریان خمیده [13] :

شریان CX از کرونر اصلی جدا می شود . در شریان بین دهلیز و بطن چپ قرار می گیرد ودر ۸۵-۸۰ ٪ موارد در زاویه بین سطح تحتانی و خلفی قلب تمام می شود شاخه های شریان خمیده را obtus marginailis یا om گویند که به دیواره خلفی بطن چپ و دریچه میترال خون می دهد. اصلاح ostium در آنژیوگرافی به ابتدای رگ اطلاق می گردد.

در ۱۰ -۱۵٪ موارد این سریان غالب است زمانی که PDA (Posterior descending artery) از شریان خمیده جدا می شود به این افراد left dominant می گویند. در ۸۰-۸۵٪ موارد PDA از کرونر راست جدا می شود که به آن right dominant گویند . در ۵٪ موارد PDA می تواند از هردو شریان CX ,RCA جدا می شود که به آن co. dominant گویند.



شکل ۱-۳: شریان های قلب(٤)

[12] muscle bridge
[13] Circumflex

۱-۸ - اختلالات شریانی:

اختلالات شریانی سبب ایسکمی و نکروز بافتی می شوند. این اختلالات ممکن است به علت تغییرات پیشرونده مزمن در بافت عروق شریانی رخ دهند(مانند تغییرات آترو اسکروتیک) یا ناشی از دست رفتن حاد جریان خون و لتها باشند(مانند پارگی آنوریسم).(۳)

۱-۸-۲ -آرتریو اسکلروز و آترو اسکلروز[14]:

آرتریواسکلروز، شایع ترین بیماری شریانی به معنای تصلب شریان می باشد.این عارضا فرآیند منتشری است که در آن رشته های عضلانی و اندوتلیال سراسر دیواره شریان های کوچک و شریانچه ها ، ضخیم می شوند. آترواسکلروز فرآیند متفاوتی دارد که در آن لایه اینتیمای شریان بزرگ و متوسط درگیر می شوند این تغییرات شامل تجمع چربی و کلسیم ،ترکیبات خونی، کربوهیدرات ها و بافت فیبروزی در داخل لایه اینتیمای شریان می باشد. این تجمعات آتروم یا پلاک نامیده می شوند.

هرچند فرآیند پاتولوژیک این دو عارضه متفاوت است، ولی به ندرت بدون یکدیگر رخ می دهند و می تواند از هردو عبارت به جای یکدیگر استفاده نمود . آترواسکلروز بیماری عمومی در شریان است و زمانی که در اندام ها رخ می دهد ، معمولاً در سایر جاهای بدن نیز وجود دارد.

شایع ترین تاثیر مستقیم آترواسکلروز در شریان ها شامل باریک شدن (تنگی) قطر داخلی، انسداد در اثر ترومبوز ، آنوریسم و پارگی است. نتایج غیر مستقیم آن عبارتند از: اختلال تغذیه و در نتیجه فیبروز اندامی که شریان خونرسان آن دچار اسکلروز شده است. تمام سلول های فعال هر بافت نیازمند حمایت تغذیه ای و اکسیژن کافی هستند ودر برابر هرگونه کاهش شدید و دائمی رخ دهد سلول ها دچار نکروز ایسکمیک (مرگ سلول به علت نقص جریان خون) گردیده و با بافت فیبروز که نیازمند چریان خون بسیار اندک است، جایگزین می شوند.

آترواسکلروز در هرجایی از بدن می تواند رخ دهد، اما مناطق خاصی بیشتر مستعد آن هستند . از جمله محل های دوشاخه یا چندشاخه شدن شریان ها.

ضایعات آترواسکلروتیک دونوع می باشند:رگه های چربی و پلاک فیبروزی

[14] ATHEROSCLEROSIS

● رگه های چربی ، زرد و صاف بوده و کمی به سمت مجرای شریانی برجسته شده اند و از سلول های عضله صاف طویل شده و چربی تشکیل می شوند . این ضایعات در شریان های همه گروه های سنی حتی شیرخواران وجود دارد.

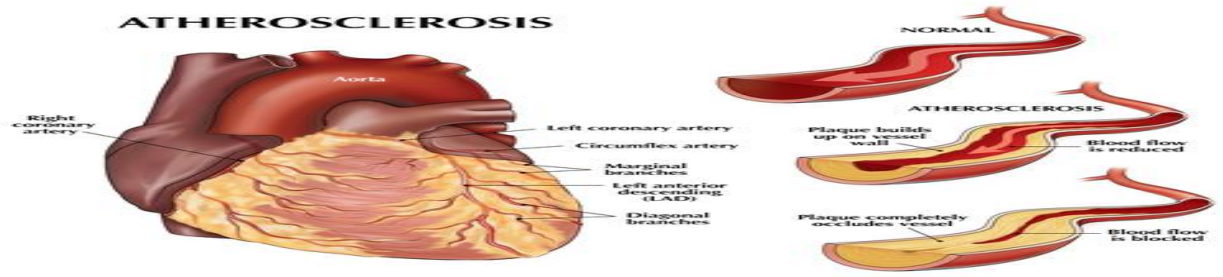
●پلاک های فیبروزی از سلول های عضله صاف ، رشته های کلاژن ،ترکیبات پلاسمایی و چربی ها تشکیل می شوند. از سفید تا سفید – زرد متغیر بوده و با درجات مختلفی به سمت مجرای شریانی برجسته شده اند و گاهی باعث انسدادکامل آن می شوند. این پلاک ها اغلب در آئورت شکمی و شریان های کرونری ، پوپلیتئال و کاروتید داخلی یافت می گردند.

باریک شدن تدریجی مجرای شریانی ، ایجاد گردش خون جانبی را تحریک می کند. گردش خون جانبی از عروق موجود منشأ می گیرد تا بتواند جریان خون رادر اطراف تنگی یا انسداد شدید همودینامیک برقرار نماید.

رژیم غذایی ناسالم – غذاهای پرچرب و مصرف دخانیات از دلایل ایجاد این بیماری است.

شروع اقدامات پیشگیری از بیماری شامل اصلاح رژیم غذایی می باشد، توصیه های انجمن قلب آمریکا شامل کاهش مقدار چربی های غیر اشباع به جای چربی های اشباع شده و کاهش مصرف کلسترول برای کاهش خطر بروز بیماری قلبی و عروقی می باشد.

در گزارش سوم برنامه ملی آموزش کلسترول (NCEP ATP III) دستور العملی را برای درمان هیپرلیپدمی با هدف کاهش سطح لیپوپروتئین با دانسیته پایین(LDL) به کمتر از ۱۰۰ میلی گرم در دسی لیتر منشر کرده است.در بیماران دارای سابقه دیابت ،مصرف سیگار، آترواسکلروز و هیپرتانسیون و میزان ۷۰ میلی گرم در دسی لیتر توصیه می گردد.(٤)



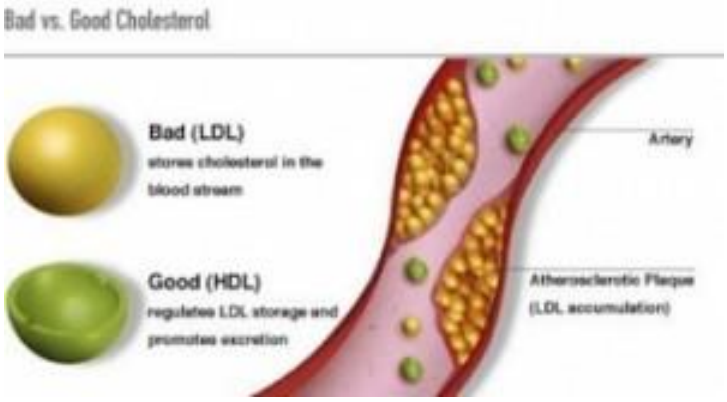
شکل ۱-٤: آتروسکلروز ایجاد شده در رگ قلب(٤)

۱-۸-۳ -لیپوپروتئین با تراکم بالا(HDL [۱۵]):

پروتئین متصل به چربی است که کلسترول را برای ترشح شدن به داخل صفرا به کبد منتقل می کند،نسبت لیپوپروت‌ئین با تراکم بالا، درصد پروتئین به چربی آن بالاتر است و اثرات مفیدی بر دیواره شریانی دارد.(٤)

۱-۸-٤- لیپوپروتئین با تراکم پایین (LDL [۱٦]):

پروتئین متصل به چربی که کلسترول را به بافت های بدن انتقال می دهد در مقایسه با لیپوپروتئین با تراکم بالا،درصد پروتئین به چربی آن کمتر است و اثرات مخربی بر دیواره شریانی می گزارد.(٤)



شکل ۱-۵ : چربی خوب و چربی بد را نشان می دهد(٤٦)

۱-۸-۵- بیماری شریان کرونری:

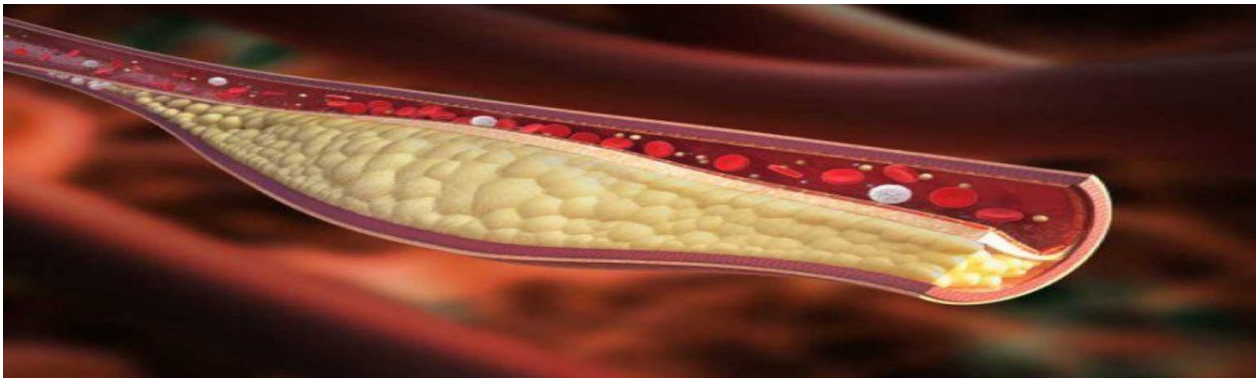
بیماری شریان کرونری CAD شایع ترین نوع بیماری قلبی و عروقی در بزگسالان است.(٤)

۱-۹ -آترواسکلروز کرونری:

شایع ترین علت بیماری قلبی و عروقی در ایالت متحده آمریکا آترواسکلروز می باشد که تجمع غیر طبیعی از لیپید یا مواد چربی و بافت فیبروز در امتداد دیواره های عروق خونی و شریانی است . این مواد باعث ایجاد انسداد و باریک شدن مسیر عروقی کرونری شده ودر نتیجه جریان خون ارسالی به میو کارد را کاهش می دهد.

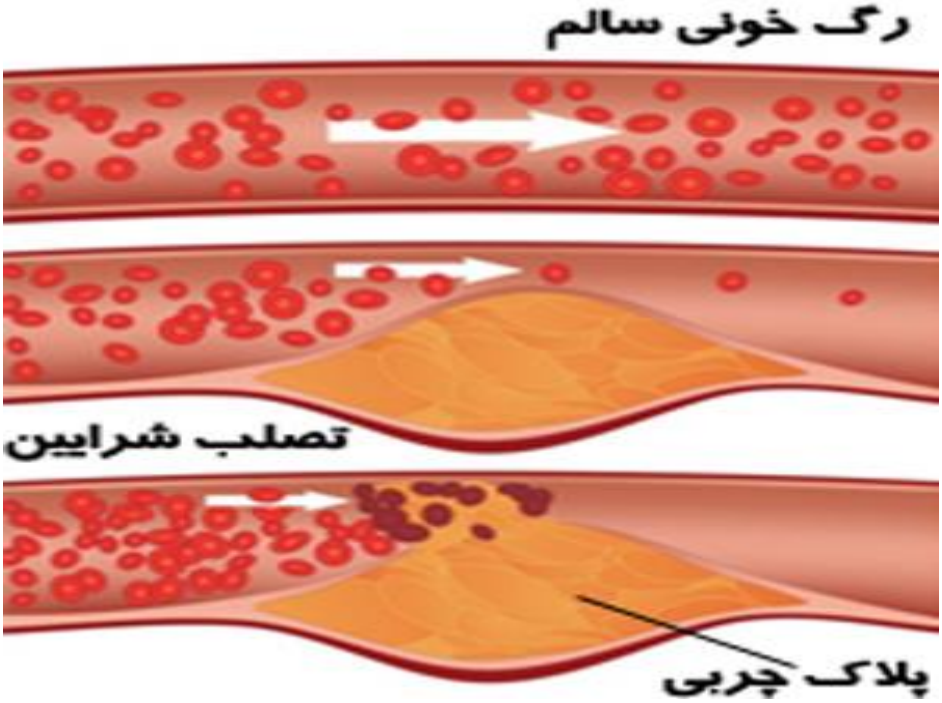
جذب سلول های التهاب یا از جمله منوسیت ها(ماکروفاژها) . ماکروفاژها لیپیدها را میبلعند و به صورت سلول های کفی [۱۷] در می آیند که چربی را به داخل دیواره شریان ها منتقل می کند. (٤)

[15] High Density Lipoprotein
[16] Low Density Lipoprotein
[17] Foam cell



شکل ۱-٦: چربی در داخل رگ را نشان می دهد(٤٦)

همچنین ماکروفاژهای فعال شده مواد بیو شیمیایی آزاد می کنند که با اسیداسیون لیپوپروتئین با تراکم کم(LDL) ،صدمه بیشتری به آندوتلیوم وارد می کند و باعث جذب پلاکت ها شده و فرآیند انعقاد شروع می شود.



شکل ۱-۷ : تصلب شریان و پلاک های چربی در رگ(٤٦)

بعداز این سلول های عضله صاف دیواره رگ به آرامی شروع به تزاید کرده کرده و یک پوشش فیبروزی روی هسته محتوی چربی و ترشحات التهابی ایجاد می کنند. این رسوبات آتروم یا پلاک نام دارند که به داخل لوله لومن رگ گسترش یافته و آن را تنگ می نماید و در نهایت منجر به انسداد جریان خون می شود . کاهش جریان خون ناشی از CAD حتی می تواند باعث توقف ناگهانی ضربان قلب (مرگ ناگهانی قلبی) گردد.(٤)

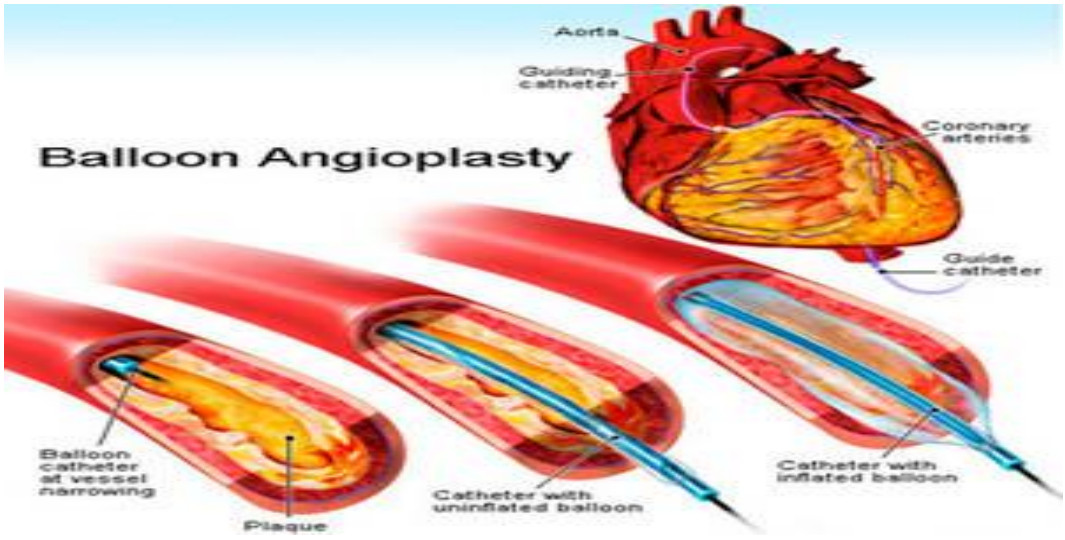
۱-۱۰- روش های تشخیص بیماری اترواسکروزیس:

امروزه از روش های مختلفی همچون آنژیوگرافی[۱۸] ، Ivus[۱۹] ، ثبت نوسانات رگ[20]

۱-۱۰-۱-آنژیوگرافی:

مستقیم ترین راه کشف این موضوع که چه اشکالی در عروق وجود دارد ، استفاده از آنژیوگرافی می باشد. در این آزمایش یک ماده رنگی مستقیماً به رگ تزریق می گردد و سپس با استفاده از اشعه ی ایکس از آن عکس یرداری می شود. برای انجام این آزمایش ، یک لوله باریک به نام کانتر معمولاًاز طریق شریانی که در کشاله ی ران وجود دارد ، به سمت قلب فرستاده می شود . البته گاهی اوقات از شریان موجود در مچ دست یا آرنج استفاده می شود . بعد از ورود کانتر در شریان ، آن را به سمت قلب می فرستند و به محض اینکه لوله ی کانتر به شریان کرونر رسید ، ماده رنگی به داخل آن تزریق می گردد و در همین حال از زوایای مختلف از قلب عکس برداری می شود . آنژیوگرافی یک آزمایش بی خطر و معمولی می باشد . مشکلات جدی و وخیم در این آزمایش بسیار نادر است و تقریباً از هر هزار نفری که آنژیوگرافی می شوند ، یک نفر به عوارض جدی آن دچار می شود . مهم ترین خطری که ممکن است ایجاد شود و خوشبختانه هم نادر است . این است که در خلال این آزمایش ممکن است قلب تحریک شود و ایجاد سکته قلبی نماید که در این صورت نیاز به عمل جراحی اورژانس پیدا می شود . عوارض جانبی دیگری که شیوع کمتری دارند عبارتند از : ایجاد آلرژی یا حساسیت نسبت به ماده رنگی که به شریان کرونری تزریق می شود ، صدمه به شریان کشاله ی ران و مضرات ناشی از تشعشات در هنگام تصویریرداری، از این روش قدرت تشخیص میزان رسوبات و جنس آن ها را ندارد و در گروه روش های تهاجمی طبقه بندی می شود .(۱)

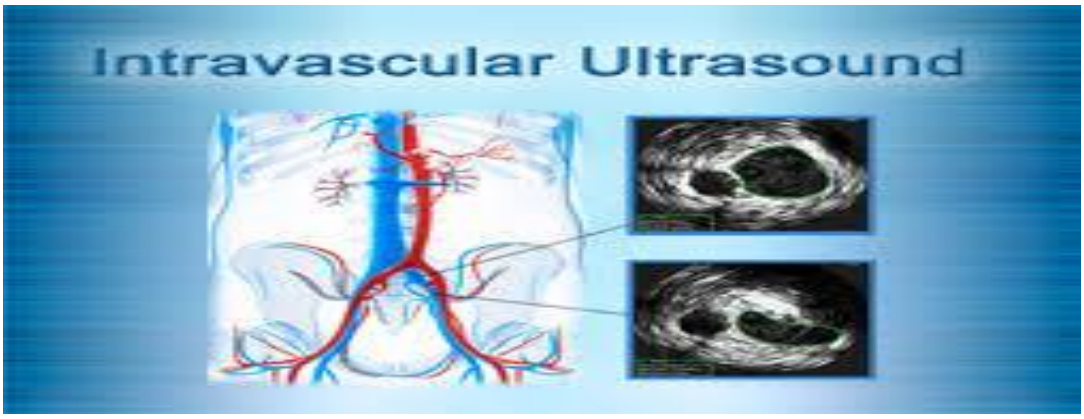
[18] Angiography
[19] Intravascular ultrasound
[20] AOG



شکل۱-۸ : آنژیوگرافی در قلب را نشان می دهد(٤٥)

۱-۱۰-۲-روشIvus :

روش جدیدترین که در سال ۱۹۹۰ در تشخیص بیماری های قلبی از جمله آترواسکروزیس مورد استفاده قرار می گیرند . Iovus یک تکنیک تصویر برداری پزشکی است که بر پایه ی فرستادن کانتر به داخل رگ و استفاده از امواج فراصوت جهت تشکیل تصاویر زمان – مکان با دقت بالا از دیواره رگ بنا شده است . این روش که نیمی تهاجمی محسوب می شود ، از خطرات استفاده از اشعه ایکس به دور بوده و اطلاعات بیشتر و دقیق تری از دیواره رگ رادر اختیار می گذارد . (۱)



شکل۱-۱۰: روش انجام فرآیند Ivus را نشان می دهد

۱-۱۰-۳-AOG :

این روش به عنوان تکنیکی سریع و ارزان و غیر تهاجمی در تشخیص بیماری های قلبی و عروقی شناخته شده و به نوعی می تواند جای گزین روش معمول آنژیوگرافی باشد که توسط دکتر مجید پولادیان در سال ۲۰۰۳ابداع شده است اساس این روش به اندازگیری شدت ارتعاش جداره ی رگ هاست و از انجا که بروز بیماری قلبی به سفت شدن تمام رگ های بدن منجر می شود . می توان با اندازه گیری میزان سفت شدن و کاهش انعطاف پذیری جداره ی رگ در ناحیه ی دست براساس شدت زیر و بم صدای ثبت شده ، توسط دستگاه ابداعی ، بروز و درجه ی عارضه تنگی ر در مراحل اولیه تشخیص داد . هرچه صداریز تر باشد ، شدت بیماری بیشتر است . از –این روش برای بیمارانی که روند بیماری ساختار رگشان متفاوت شده است مانند : دیابتی ها نمی توان استفاده کرد . یکی از معایب این روش عدم تشخیص محل دقیق گرفتگی است .(۱)

۱-۱۱-مراحل درمان بیماری آترواسکلروز:

مراحل درمان به دوصورت می باشد : ۱- فرآیند استنت گذاری ۲- جراحی بای پس کرونر

۱-۱۱-۱- استنت گذاری:

استنت یک لوله توری سیمی کوچک می باشد که سبب باز شدن سرخرگ شده و به شکل دایمی داخل آن می ماند.

۱-۱۱-۲-مراحل استنت گذاری:

استنت که در اطراف بالن در سر کاتتر روی هم خوابیده از طریق شریان به سمت انسداد هدایت می شود. در محل انسداد بالن باد شده و استنت spring like گسترش یافته و در جای خود درون شریان ثابت می شود. استنت درون شریان به طور دائمی می ماند تا آن را باز نگه داشته و جریان خون را به قلب بهبود بخشد.

زمانی که استنت گذاری انجام شد، بالن کاتتر برداشته می شود و تصاویر بیشتری (آنژیوگرام) برای دیدن چگونگی بهتر شدن جریان خون از درون شریان تازه متسع شده گرفته می شود. سرانجام کاتتر راهنما برداشته شده و عمل پایان می یابد.

بعد از استنت گذاری، ممکن است به درمان دراز مدت با داروهایی مثل آسپرین یا کلوپیدوگرل (پلاویکس) برای کاهش شانس تشکیل لخته در استنت نیاز داشته باشید.

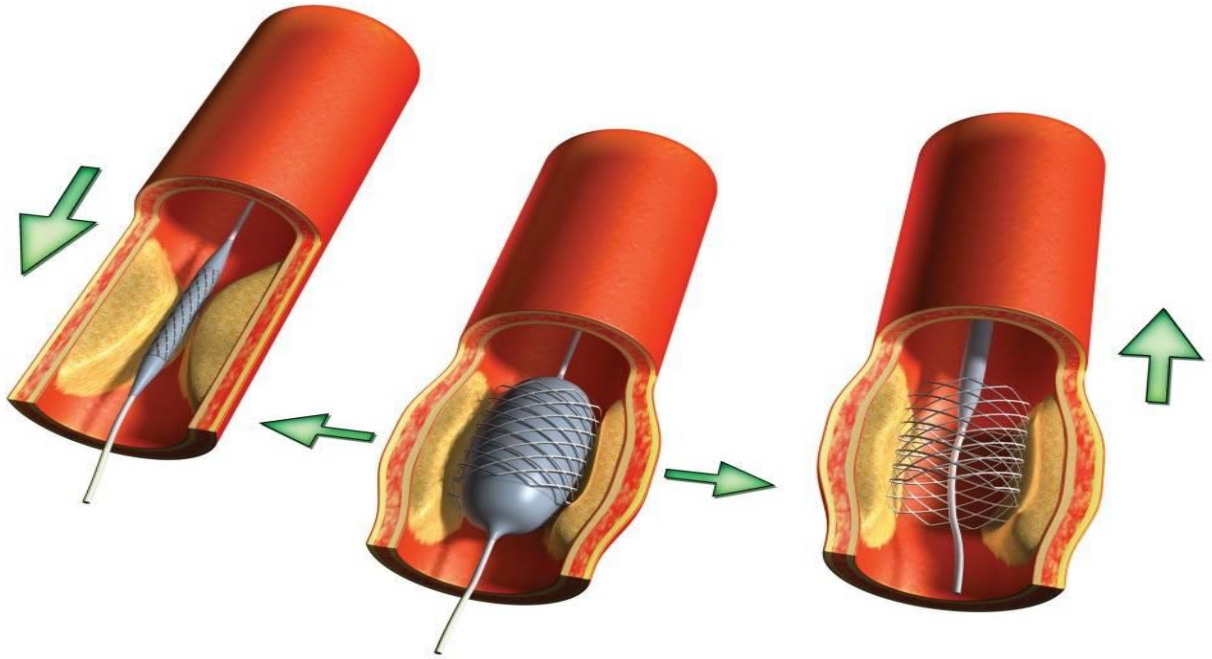
۱-۱۱-۳- فرایند بعد از استنت گذاری:

● ممکن است یک روز پس از استنت گذاری، در بیمارستان بمانید تا قلب شما نظارت و داروهایتان تنظیم شود. شما باید بتوانید یک هفته بعد از آنژیوپلاستی (استنت گذاری) به سر کار خود یا برنامه ی نرمالتان برگردید.

●وقتی به خانه برگشتید، مقدار زیادی آب بنوشید تا به پاکسازی بدن شما از ماده ی حاجب کمک کند.

●تا چند روز بعد از استنت گذاری، حرکات ورزشی شدید و بلند کردن اجسام سنگین خودداری کنید.

●از پرستار خود درباره محدودیت های فعالیتی دیگر پس از استنت گذاری سوال کنید.



شکل۱-۱۱: فرایند استنت گذاری را نشان می دهد(٤٣)

۱-۱۱-٤ – موارد مراجعه به پزشک معالج:

●محلی که کاتتر تعبیه شده دچار خونریزی یا تورم شود.

●احساس درد یا ناراحتی در جایی که کاتتر گذاشته شده بود، گسترش یابد.

●علائم عفونت نظیر قرمزی، تورم، خروج مایع یا تب دیده شود.

●تغییر در دما یا رنگ پا و یا بازویی که برای عمل استفاده شده است.

●احساس ضعف یا از حال رفتن

●درد قفسه سینه یا تنگی نفس

۱-۱۱-۵ - رقیق کننده های خون :

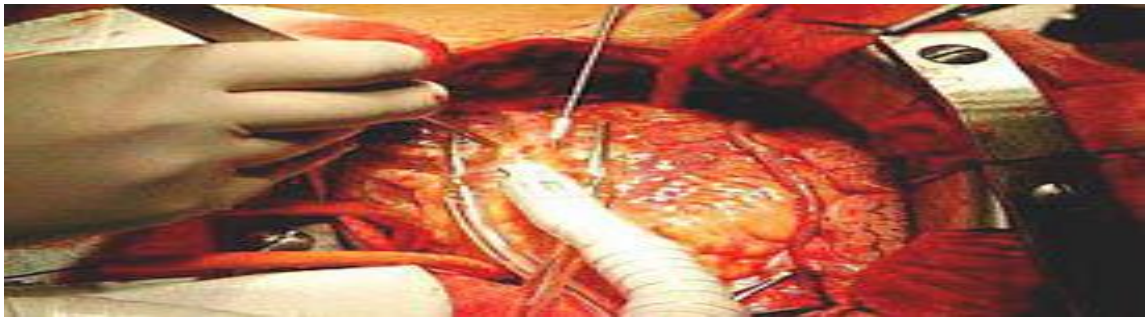
دنبال کردن دقیق توصیه های پزشک درباره ی درمان با داروهای رقیق کننده ی خون مانند: آسپرین، کلوپیدوگرل و یا داروهای مشابه بسیار حائز اهمیت است.

اکثر افرادی که تحت آنژیوپلاستی با یا بدون استنت گذاری قرار گرفته اند، نیاز به مصرف آسپرین تا پایان عمر خواهند داشت. آنهایی که استنت گذاری داشتند نیاز به یک داروی رقیق کننده ی خون مثل کلوپیدوگرل برای یک سال یا بیشتر خواهند داشت(٤٤.)

۱-۱۲ - جراحی بای پس عروق کرونر:

عمل جراحی بای پس عروق کرونر قلب (bypass) به معنی دور زدن است یکی از متداول ترین و مؤثرترین اعمال جراحی برای درمان انسداد سرخرگ کرونر به وسیله لخته خون است. برای انجام عمل جراحی بای پس عروق کرونر قلبی قسمتی از یک رگ خونی از ساق پا (به ویژه سیاهرگ صافن)، بازو، قفسه سینه یا شکم برداشته و به سرخرگ کرونر مبتلا به تنگی یا انسداد پیونده زده می شود و در نتیجه خون، ناحیه مبتلا به بیماری یا انسداد را دور می زند. عمل جراحی بای پس عروق کرونر در مواردی که تغییر شیوه زندگی و داروهای تجویز شده برای درمان تنگی یا انسداد سرخرگ کرونر بی تأثیر هستند به کار می رود. همچنین از عمل جراحی بای پس عروق کرونر در تنگی شدید یا انسداد سرخرگ اصلی کرونر چپ یا بی تأثیر بودن آنژیوپلاستی یا استنت استفاده می شود. در جراحی بای پس عروق کرونر پس از برش وسیع دیواره قفسه سینه، در حالی که جریان خون به طور موقت از یک ماشین قلب – ریه مصنوعی عبور داده می شود، قفسه سینه باز می شود و قلب بیمار به طور موقت متوقف می شود. طی این مرحله، ماشین قلب–ریه مصنوعی کار می کند و خون را در بدن به جریان در می آورد. دو انتهای رگ انتخاب شده از قسمت دیگری از بدن به بالا و پایین سرخرگ مسدود شده دوخته می

شود. در روش های جراحی بای پس عروق کرونر جدید نیازی به ایجاد برش های بزرگ یا ماشین قلب- ریه ندارند و از طریق ایجاد چند برش کوچکتر انجام می شوند.(٤٢)



شکل۱-۱۲: جراحی بای پس در عروق کرونر(٤٢)

۱-۱۳-هایپرترمیا[۲۱]:

ایده استفاده از گرما برای درمان سرطان برای مدت طولانی مد نظر بوده است، اما تلاش های سالیان اخیر منجر به عملیاتی شدن این ایده شده است. علت اصلی این تاخیر، رسیدن به توانایی ایجاد افزایش دمای مناسب در مکان مناسب است به طوری که باعث آسیب به سلول ها و بافت سالم بدن نشود. امروزه با دستگاه ها و روش های جدید این امر تا حدودی قابل دستیابی شده است.

به طور معمول هایپرترمیا به همراه سایر روش‌های درمان سرطان مانند شیمی‌درمانی و پرتودرمانی بکار گرفته می‌شود. به نظر می‌رسد که هایپرترمیا باعث حساس شدن بیشتر سلول‌های سرطانی به پرتو و داروهای شیمی درمانی می‌شود. مطالعات بالینی بسیاری بر روی ترکیب هایپرترمیا و پرتودرمانی و یا شیمی درمانی بر انواع مختلف سرطان ها مانند سارکوما، ملانوما، سرطان سر و گردن، رکتوم، کبد، سرویکس، مزوتلیوم، پستان، مثانه، ریه، مغز و غیره صورت گرفته است .بسیاری از این مطالعات نشان از اثر هایپرترمیا در کاهش اندازه تومور به عنوان درمان همراه دارند.

اینکه چگونه دمای یک ناحیه خاص از بدن را به بالای دمای سیستمی برسانیم یک چالش تکنیکی و در حال بررسی است. به طور کلی جریان خون مانع افزایش دما می‌شود و سرعت جریان خون در بافت تومور در حدود ۱۰۰گرم بر دقیقه است. بنابراین برای رسیدن به دمای بالاتر از ٤٢ درجه در برخی نواحی توموری بایستی حداقل دانسیته توان ۴۰-۲۰W/kg در ناحیه هدف بکار گرفته شود.

در حال حاضر مقدار توزیع دمای بهینه برای کاربردهای بالینی هایپرترمیا ناشناخته است. توزیع دمای بدست‌آمده

[21] hyperthermia

در روش‌های مختلف هایپرترمیا دارای همگونی (هموژنیسیته) کم و مقدار کلی گرما تولید شده نیز محدود است. این امر به علت ویژگی‌های فیزیولوژیکی و فیزیکی مرزهای الکتریکی بافت[22] ، متفاوت بودن سرعت و نظم جریان خون در نواحی مختلف و عوامل دیگر است (حداقل دما برای درمان های هایپرترمیا به طور معمول در حدود ۵/۴۰-۵/۳۹ درجه سانتی گراد است). با پیشرفت های بدست‌آمده در ابزار ها و روش‌های هایپرترمیا، امروزه در حدود پنجاه درصد از تومورهای عمقی را می‌توان تا دمای ٤٢ درجه در نقاط خاص گرم کرد. اما با این وجود، رسیدن به دمای مشخص در تومورهای مختلف که دارای کاربردهای بالینی باشد هنوز نامشخص است. بنابراین نیاز به ایجاد دمای بالا و همگن در تومور تا جایی که امکان دارد کماکان وجود دارد.

۱-۱۳-۱-روش-های هایپرترمیا:

از هایپرترمیا به دو شکل کلی برای درمان سرطان استفاده می‌شود. در روش اول از ایجاد دمای بسیار بالا برای از بین بردن قسمت کوچکی از سلول‌ها و یا بافتی مانند تومور استفاده می‌شود. این نوع هایپرترمیا به طور معمول هایپرترمیای موضعی[۲۳] نامیده می‌شود. در روش دوم دمای قسمتی از بدن و یا حتی کل بدن چند درجه بیشتر از دمای طبیعی بدن بالا برده می‌شود، این نوع تیمار باعث بهبود عملکرد سایر درمان‌های سرطان مانند رادیودرمانی و شیمی درمانی می‌شود. این شکل هایپرترمیا، هایپرترمیای منطقه‌ای [24] و یا هایپرترمیای کل بدن[۲۵] نامیده می‌شود . هر دو روش کلی معمولا به عنوان درمان همراه بکار گرفته می‌شوند. البته در بعضی از مد های هایپرترمیا مانند تخریب رادیوفرکانس، ممکن است به عنوان درمان اصلی نیز بکار گرفته شود.

۱-۱۳-۲-هایپرترمیای موضعی:

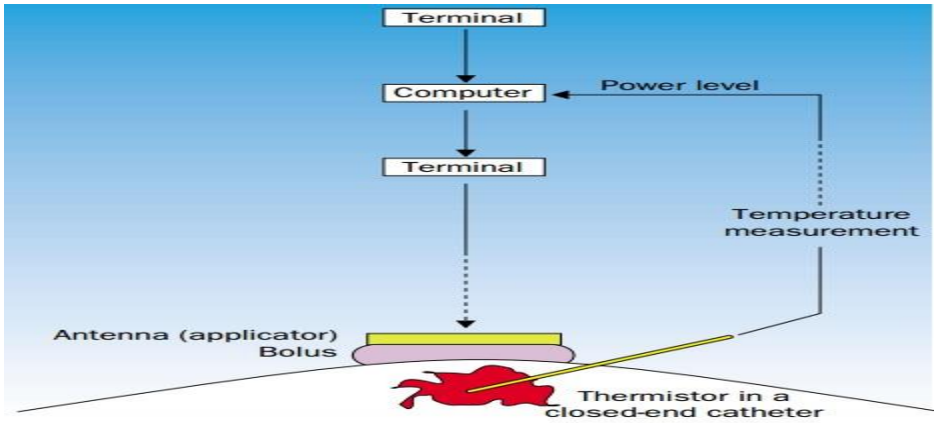
در هایپرترمیای موضعی (و یا تخریب گرمایی) از حرارت برای از بین بردن نواحی کوچک، مثل تومور استفاده می‌شود. به طور معمول حرارت بسیار بالای بکار گرفته شده باعث تخریب پروتیین‌های سلول‌های سرطانی و تخریب عروق مجاور آنها می‌شود. برای ایجاد چنین حرارتی معمولا از امواج رادیوفرکانس، میکروموج، اولتراسوند و سایر انواع انرژی استفاده می‌شود و بسته به موج استفاده شده روش مورد استفاده نام‌گذاری می‌شود. به عنوان مثال زمانی که از اولترا سوند استفاده می شود[۲۶] ،نام گذاری می‌شود که در مقایسه با روش‌هایی که از اپلیکاتورهای (آنتن مبدل و یا هر وسیله دیگری که برای تولید انرژی الکترومغناطیس و یا اولتراسوند، میدان الکتریکی، دیامتری و یا لیزر بکار برود اپلیکاتور نامیده می شود) الکترومغناطیس استفاده می‌شود اهمیت کمتری دارند.

[22] Electrical tissue binderies
[23] local hyperthermia
[24] Regional hyperthermia
[25] Whole-body hyperthermia
[26] high intensity focused ultrasound (HIFU)

هر کدام از این امواج به نحوی موجب گرم کردن ناحیه ای که تحت تابش قرار می گیرد، می‌شوند. تابش های الکترومغناطیسی میکروموج، رادیو موج و مادون قرمز، با به جنبش درآوردن پیوندهای موجود در آب و دیگر مولکول‌های قطبیده در بافت، گرما ایجاد می‌کنند. امواج میکرو موج عمق نفوذ بسیار کمی دارند. مادون قرمز نزدیک و رادیوموج بسته به فرکانس، دارای عمق نفوذ و جذب بیشتری هستند .البته لازم به ذکر است که میزان جذب انرژی در بافت‌های مختلف با هم متفاوت است. مقدار زیادی از تأثیر این امواج به قدرت نفوذ این امواج به داخل بدن بستگی دارد که در فرکانس های مختلف، متفاوت است .

انرژی مکانیکی حاصل از امواج فراصوت از طریق اثر اصطکاک و مالش معمولا به انرژی حرارتی تبدیل می‌شود. انرژی صوتی عمق نفود بالایی دارد اما فشار مکانیکی مورد استفاده معمولا باعث آسیب شدید سلول ها و بافت های سالم می شود. کمیت آهنگ جذب انرژی [۲۷]، کمیتی است که بیانگر میزان جذب انرژی امواج در بدن است و مستقیما می‌تواند شدت تأثیرگذاری گرمایی آنها را نشان دهد . به بیان دیگر هر چه SAR بیشتر باشد، میزان تأثیر گرمایی امواج الکترومغناطیس بیشتر خواهد بود . واحد SAR وات برکیلوگرم است. تومورهای سطحی به راحتی با اپلیکایتورهایی که میکروموج یا رادیوموج نشر می‌کنند، قابل گرم کردن هستند. نحوه بکارگیری چنین سیستم هایی در شکل ۱-۱۳ نشان داده شده است. به منظور اطمینان از جفت شدن الکترومغناطیسی اپلیکاتور به بافت از یک محفظه آب استفاده می‌شود. دمای تومور به طور معمول از طریق خروجی توان ژنراتور و یا مکان دهی اپلیکاتور کنترل می‌شود. توزیع SAR نهایی تنها در چند سانتی متر اول یکنواخت است و در نواحی از بدن با سطح غیر یکنواخت مثل سر و گردن و یا زیر بغل هموژنیسیته حاصل کمتر نیز می‌شود.(در این پروژه از این نوع مدل هایپرترمیا استفاده شده است.)

[27] specific absorption rate, SAR



شکل ۱-۱۳:نمایی شماتیک از بکارگیری هایپرترمیای موضعی، مکان اپلیکاتور و توان خروجی را می‌توان به عنوان متغیر، برای بدست آوردن شرایط مناسب بکار گرفت .کنترل دما از طریق یک ترمیستور که در بافت قرار داده شده است انجام می‌شود.(۵)

۱-۱۳-۳-هایپرترمیای درون بافتی[۲۸]:

در این روش که در واقع یک نوع هایپرترمیای موضعی محسوب می‌شود، اپلیکاتور در داخل بافت تومور قرار داده می‌شود و به طور معمول همرا با براکی تراپی (روش درمان رادیوتراپی که در آن دانه های کوچک حاوی رادیونوکلویید در ناحیه توموری قرار می شود) بکار گرفته می‌شود. این تکنیک برای تومورهای با قطر کمتر از ۵ سانتی متر معمولا کاربرد دارد اما برای هر تومور قابل دسترسی (مثل تومورهای سر، گردن و پروستات) امکان انجام دارد. از آنتن های میکروموج [۲۹]، الکترودهای رادیوفرکانس[۳۰]، مبدل‌های التراسوند[۳۱] و حتی فیبرهای لیزری [۳۲]به عنوان آنتن و یا همان منبع گرما می‌توان استفاده کرد. بنابر دلایل فیزیکی، شیب گرادیان توان در اطراف آنتن بسیار بالا است، بنابراین تغییرات گرمایی گسترده ای وجود دارد .به همین دلیل نیاز به قراردهی آنتن‌های متعدد در فواصل ۱ تا ۱/۵ سانتی‌متری از یکدیگر در بافت تومور وجود دارد، که هم بسیار تهاجمی است و نیز ممکن است به علت حساسیت آنتن های میکروموج به تداخل موجی با مشکل مواجه شود، بنابراین نیازمند دقت بالاست. متاسفانه حتی با بکارگیری تعداد زیاد اپلیکاتور باز هم رسیدن به توزیع دمای همگون در تمام بافت تومورتقریباغیر قابل دسترس است.

[28] Interstitial hyperthermia
[29] Microwave hyperthermia
[30] Radio frequency ablation
[31] HIFU
[32] Photo thermal therapy

۱-۱۳-٤-هایپرترمیای داخل حفره‌ای[۳۳]:

در این روش از حفره‌ها و یا مدخل‌های طبیعی بدن مثل پیشابراه (درمان پروستات)، رکتوم، واژن، سرویکس و مری استفاده می‌شود. این روش دارای همان اصول فیزیکی روش درون بافتی است ولی از الکترودهایی با اندازه سانتی متر استفاده می‌کند(که منجر به عمق نفوذ بیشتر نیز می‌شود).(۵)

۱-۱٤ -ارتباط پروژه با بحث پزشکی:

تقریباً در اوایل دههٔ ۷۰ میلادی، جامعهٔ بین المللی واژه "بیو مکانیک" را برای دانش مطالعه سیستم های حیاتی از دید مکانیکی انتخاب نمود. بیو مکانیک از ابزار مکانیک برای مطالعات آناتومیکی و بررسی کارکرد اندام حیاتی استفاده می کند. این علم طیف گسترده ای را از مطالعه تئوری تا کاربردهای عملی می پوشاند . مطالعه کامل مکانیک شامل دو موضوع اساسی می باشد: استاتیک، که مطالعه اجسامی است که، در اثر نیرویی که بر آن ها ااعمال می شود، در حال سکونی یا وضعیت تعادل باقی می‌مانند و دینامیک، که مطالعه اجسام متحرک است. دینامیک را به نوبه خود می توان به زیر گروه های سینماتیک و سینتیک تقسیم بندی نمود. سینماتیک را می توان علم حرکت نامید، زیرا ااین علم، در مورد روابطی بحث می کند که مابین جابجایی ها، سرعت ها و شتاب ها در حرکت انتقالی و دورانی وجود دارند .این علم با نیروهای درگیر کاری ندارد بلکه فقط به توصیف حرکت ناشی از آن ها می پردازد. سینتیک در مورد اجسام متحرک و نیروهایی بحث می کند که عمل می نمایند تا ایجاد حرکت کنند. برای روشن شدن این مطلب که مطالب مکانیکی فوق را چگونه در موردبیومکانیک به کارمی بریم،می توان به موارد زیر اشاره کرد:

Eberhort و همکارانش (۱۹٥٤)، در تحقیق های خود در رابطه با حرکت انسان، ابتدا سینماتیک قدم زدن را مورد بحث قرار دادند و جابجایی های قطعات بدن را در سه صفحه مختصات اصلی توصیف نمودند که این جا بجایی ها شامل تا کردن و باز کردن ران و ساق پا، چرخش لگن و... بود. سپس آن ها سینتیک قدم زدن را با تحلیل نیروهای ماهیچه ای و هم چنین نیروهای گرانشی و عکس العمل سطح، یعنی تمام نیروهایی که برای فشار بدن به طرف جلو و کنترل جابجایی قطعه ای بدن لازم بودند، بررسی کردند.

plangenhoef ۱۹٦۸،روش مطالعه دینامیک را با استفاده از یک کامپیوتر پیشنهاد نمود. در حال حاضر صدها مطالعه و بررسی مربوط به استاتیک و دینامیک فعالیت های بدن، ارائه و منتشر گردیده است. Dillman۱۹۷۱، سینماتیک و سینتیک حرکت تاب خوردن پا را در طول دویدن، مطالعه کرد.

[33] Endocavitary hyperthermia

با وجود آنکه بیومکانیک از لحاظ انجمن های رسمی بین المللی دانش نوینی به حساب می آید اما تاریخچه پیدایش و ادامه حیات آن چیز دیگری را نشان می دهد:
در بررسی هایی که در مطالعات ارسطو در قرن ١٤ پیش از میلاد صورت گرفته است، مشخص شده که وی قصد داشته تا با استفاده از تحلیل های هندسی، کارکرد ماهیچه ها را در تولید حرکت حیوانات توصیف کند. حدود ۲۰۰۰ سال بعد، لئوناردو داوینچی (١٤٢٥-١٥١٩ بعد از میلاد) در نقاشی های آناتومیکی معروفش، مکانیک ایستادن، راه رفتن و پریدن را تشریح کرد و گالیله(١٥٦٤-١٦٤٣بعد از میلاد) حدود صد سال بعد اولین تلاش ها را برای آنالیز ریاضی کارکردهای فیزیولوژیکی انجام داد. به خاطر تلاش های پیشگامانه william Harvey (1578-1657 بعد از میلاد) در تعریف آناتومیکی سیرکولاسیون خون در بدن، او را پدر مکانیک سیالات زیستی (biofluid)مدرن می دانند Alfonso Borelli .را نیز به خاطر فعالیت های گسترده اش در زمینه تفسیر و توضیح نیروهایی که توسط ماهیچه تولید می شود، نقش استخوان ها به عنوان محور و ارتباط تنگاتنگ سیستماستخوانی با ماهیچه ها، پدر مکانیک جامدات زیستی(biosolid) قلمداد می کنند.
از اولین متونی که به بررسی کمی بیومکانیک راه رفتن و آنالیز گیت (gait) می پرداخت، می توان به کتاب De Muto Animalumنوشتهٔ Borelli اشاره کرد. وی شاگرد گالیله بود و در کارهایش از نتایجی که گالیله در مطالعات خود به دست آورده بود برای پیشبرد اهدافش در زمینه مطالعه بیومکانیک استفاده نمود.(۳۹)

در این پروژه به کمک برای درمان تصلب شریان در رگ کرونری پرداحته ایم بطوری که وقتی که رگ دچار گرفتگی می شود ، به پزشک معالج کمک میکند تا با بررسی نمودارها بهترین روش برای درمان فرد بیمار را بررسی کند . در این پروژه به بررسی روش درمانی هایپرترمیایی (پرتو درمانی) پرداخته ایم، در مواقعی که گرفتگی بالا نیست پزشک ترجیح میدهد آن قسمت از گرفتگی را با افزایش دما و انتقال حرارت بالا به تجزیه لیپیدها پرداخته و سپس با دارو درمان کند .

دراین پژوهش به بررسی رگ با گرفتگی ۸۰٪ پرداخته ایم و نمودارها به پزشک کمک می کند که با بررسی نمودارها به تشخیص به درمان فرد بیمار بیانجامد و درفصل ٤ خواهید دید که درمان هایپرترمیا کمکی برای درمان نمی کند و پزشک برای درمان فرد بیمار عمل جراحی را ترجیح می دهد .

فصل دوم

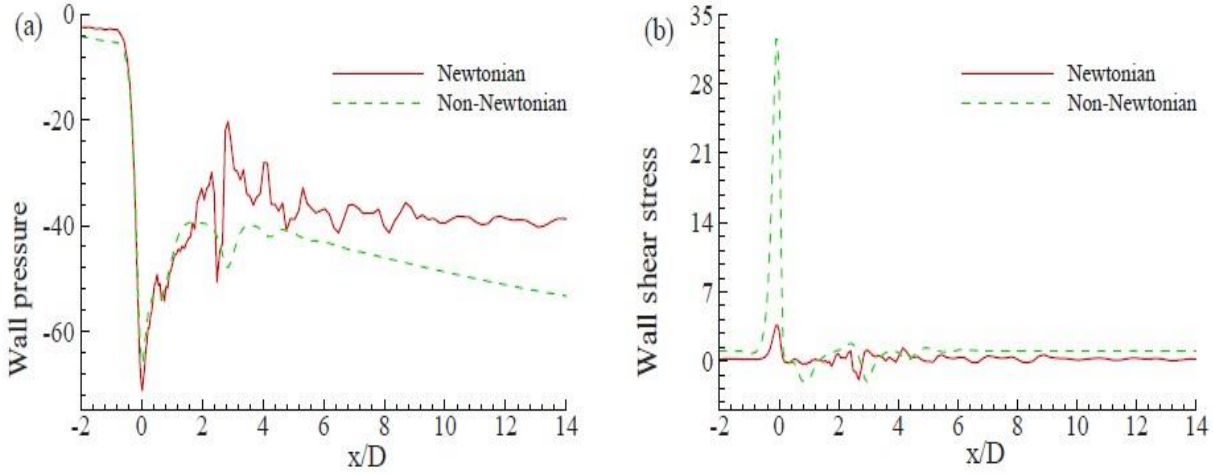
(مروری بر ادبیات)

مقدمه:

با توجه به افزایش روز افزون بیماری های قلبی و عروقی و مهم ترین عامل آن یعنی تصلب شرایین ، مطالعه در این مبحث بسیار ضروری می باشد ، بنابراین به بررسی مطالعات انجام شده در زمینه گرفتگی و عروق می – پردازیم.

آقای گلام رابی و همکاران به (٦) به بررسی عددی فیزیک جریان ضربانی غیرنیوتونی در فضای دوبعدی (2D) محدود شده ، بطوری که یک لوله متقارن محوری با تنگی (گرفتگی) مشخص با استفاده از تفاضل حجم محدود (finite volume) ترسیم شده است پرداخته اند. معادلات ناویر استوکس حاکم با استفاده از مختصات کارتزین برای رسیدگی به هندسه پیچیده مانند ،گرفتگی (تنگی شریان) اصلاح شده است. عدد رینولدز (RE) در این شریان بزرگ ۳۰۰ در نظر گرفته شده است. برای جریان غیر نیوتونی ، مدل های صلیبی در کنار نیوتونی استفاده شده است.

نتایج عددی از لحاظ سرعت ، توزیع فشار ،تنش برشی دیوار بطور ساده در مناطقق گرفتگی نشان داده شده است.

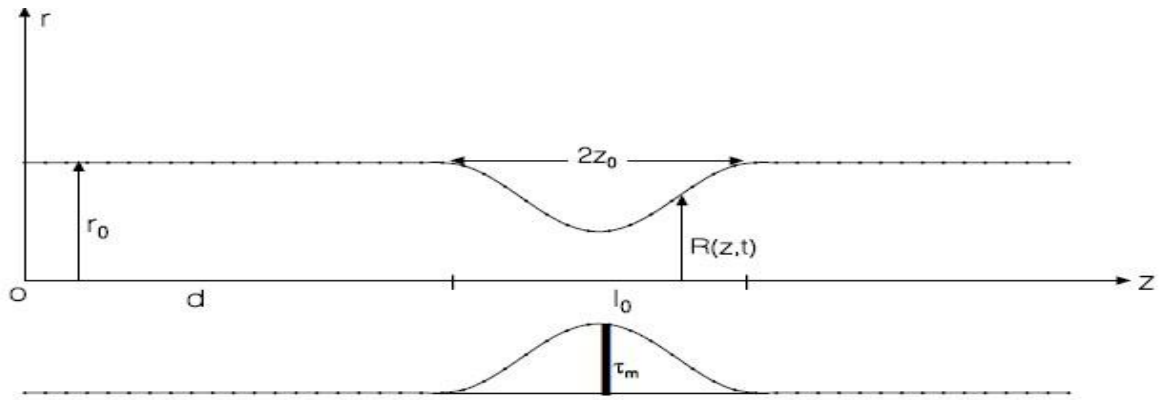


شکل۲-۱: نمودار تنش برشی در سیال نیوتونی و غیر نیوتونی در تحقیق آقای رابی و همکاران را نشان می دهد(٦)

آقای پراشنتا کومار موندال و همکاران (۷) به بررسی جریان دوبعدی گذار (لامینار) و ضربانی خون که تحت تاثیر شتاب خارجی متناوب بدن ، از طریق گرفتگی در شریان مورد بررسی قرار گرفته پرداخته اند . یک مدل ریاضی بوسیله رفتار خون همچون سیال غیرنیوتونی با استفاده از مدل قانون قدرت [٣٤]که ترکیبی از تنش برشی

[34] Power law

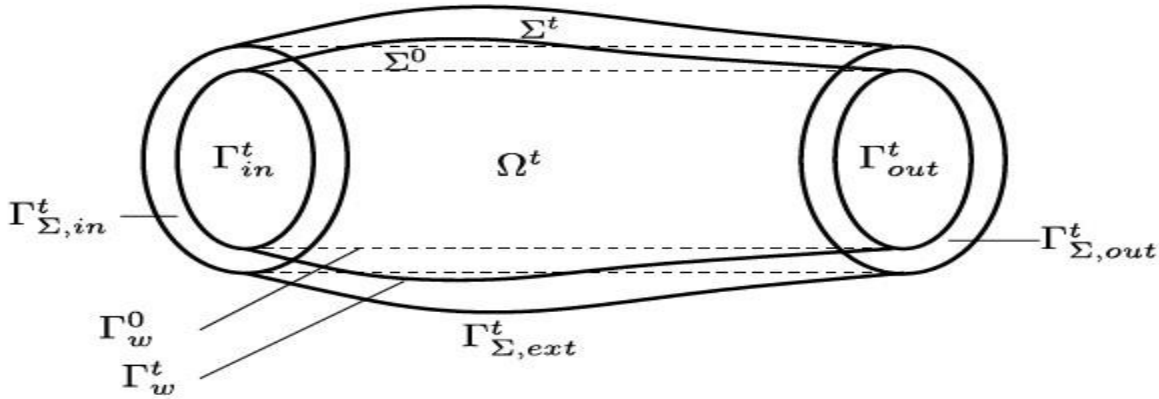
رقیق شونده و تنش برشی غلیظ شونده در سیال خون جاری شونده مورد استفاده قرار گرفته است . دیواره شریانی به عنوان یک لوله الستیک (انعطاف پذیر) دارای گرفتگی[۳۵] (تنگی) در رگ لومن قرار دارد. مکانیزم جریان ناپایا در شریان گرفته شده تحت گرادیان فشار ناشی از عملکرد طبیعی قلب است. طرح اختلاف اجزا محدود برآورد اثرات شتاب متناوبی (نسبی) بدن و غیر نیوتونی بودن جریان خون در سرعت جریان ، تنش برشی دیواره و تنش برشی دیواره از طریق گراف ها (نمودارها) که با مدل ریاضی اعتبار سنجی شده است کمک می کند.



شکل۲-۲: آقای پرانشتا از این مدل رگ در تحقیق استفاده کرده اند(۷)

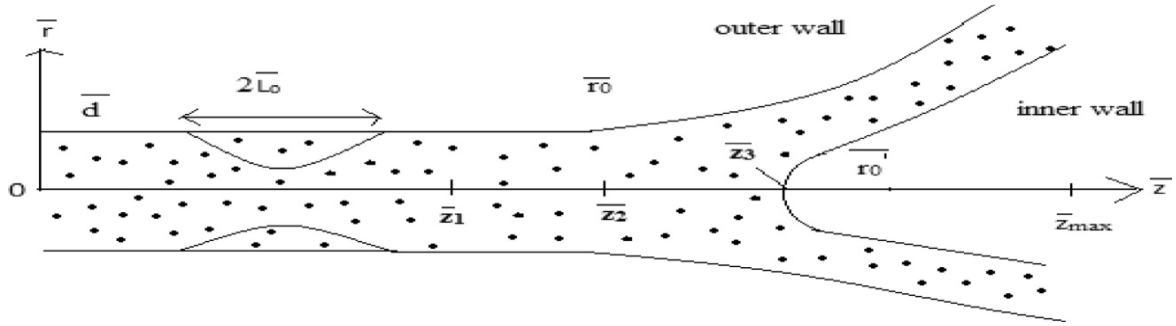
آقای الکساندرا مورا و همکاران (۸) به بررسی مدل سازی ریاضی و شبیه سازی –عددی سیستم قلبی و عروقی انسان پرداخته اند . در این مقاله با دو مسئله مدل سازی سه بعدی و شبیه ساز مواجه هستیم .در جریان خون داخل رگ به واسطه امواج فشاری به دلیل اثر متقابل خون با دیواره شریان (رگ) در ارتباط هستیم. از سوی دیگر خونن خواص غیرنیوتونی مانند تنش برشی –رقیق شونده ،ویسکوالاستیسیته و تیکسوتروپی است. با اتصال یک سیال نیوتونی برای محاسبه تنش خون ، با ساختار کششی دیواره عروق برای موجی پالسی در اثر بین خون و دیواره عروق استفداه شده است. با استفاده از یک برآورد انرژی و مقایسه نتایج عددی و معادل کردن با مدل سیال نیوتونی بدست آمده است .

[35] stenosis



شکل ۲-۳: آقای مورا و همکاران ازاین مدل گرفتگی در رگ استفاده کرده اند(۸)

آقای پونالاگوسمی و همکاران (۹) به بررسی جریان ضربانی از سیال هرشل-بالکی [۳۶]ازطریق تنگی شریان دوطرفه در یک محیز متخلخل با میدان مغناطیسی و شتاب دهنده متناوبی بدن به منظور درک نقش رئولوژیک خون ، ارتفاع تنگی ، زاویه انشعابات ، میدان مغناطیسی و تخلخل دیواره ها در شروع و گسترش بیماری های قلبی و عروقی پرداخته اند . معادلات حاکم بر تنش برشی با استفاده از تفاضل محدود به صورت عددی حل می شوند و مقادیر تنش برشی در شریان با استفاده از نرم افزار متلب بدست می آیتد. معادله ساختاری مایع هرشل –بالکی بسیار غیر خطی است و با استفاده از این معادله ، توزیع سرعت بدست می آید.از توزیع سرعت بدست آمده راه حل های عددی تنش برشی دیوار، مقاومت جریان وجود دارد.

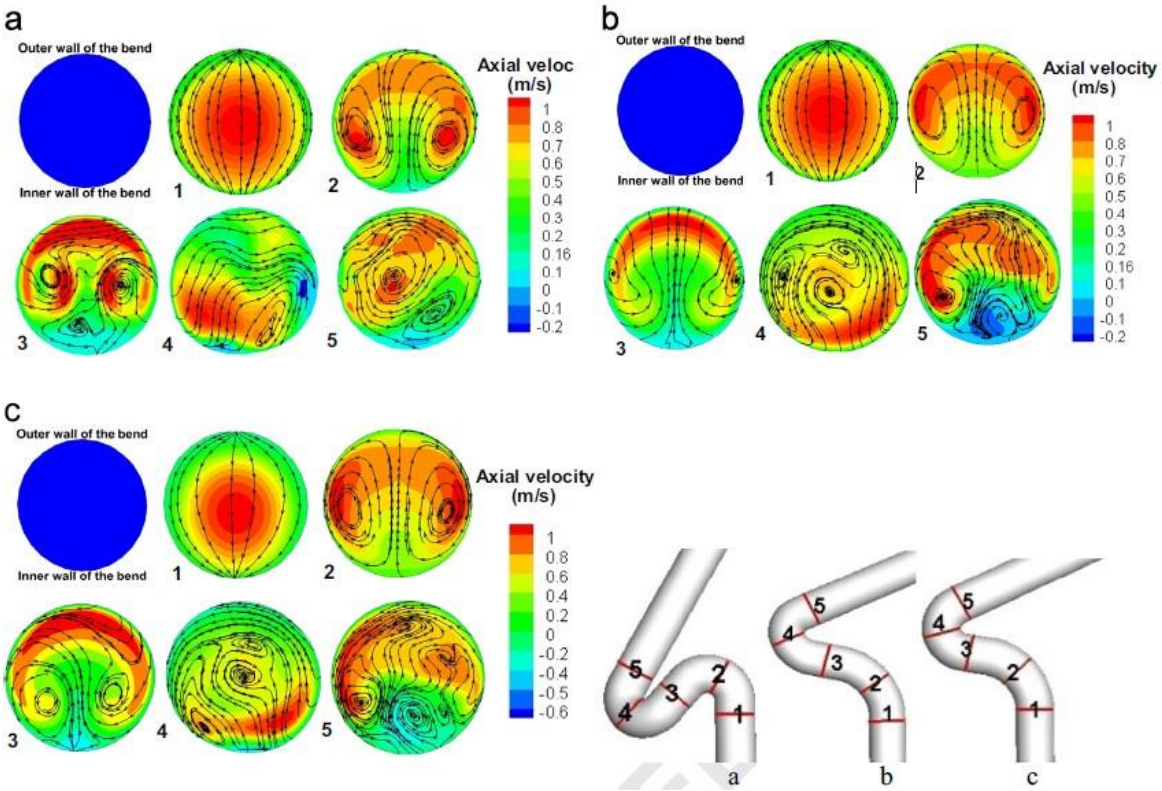


شکل ۲-٤: پونالاگوسمی و همکاران از رگ با انشعاب با گرفتگی در تحقیق استفاده کرده اند(۹)

[36] Herschel-Bullkey

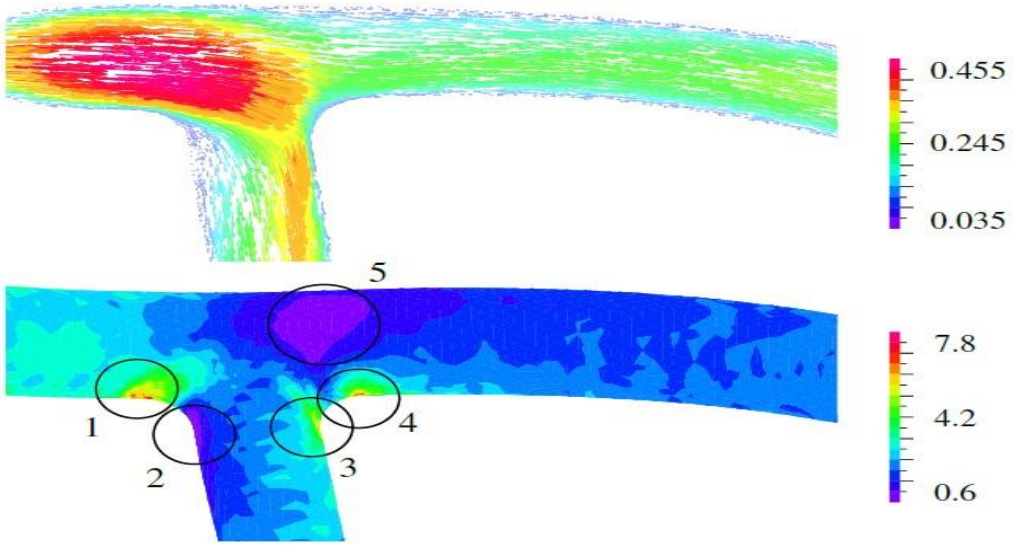
آقای لاودینگ ژو و همکاران (۱۰) به بررسی پلاک های تصلب شریان که باعث تنگی رگ های لومن می شود ، پرداخته اند . جریان و نیروهای موجود در لومن ممکن است پیامدهایی در سلول های اندوتلیال عروقی ، سلول های عضلانی صاف و سلول های خون منتقل می کند . در این قسمت مدل ساده ای برای شبیه سازی جریان خون غیرنیوتونی ، گذشته از شریان تنگی که باعث تجمع (تصلب شریان) پلاک ها می شود پلاک های تصلب شریان ممکن است باعث تنگی رگ های لومن شود. جریان و نیروهای موجود در لومن ممکن است پیامدهایی در سلول های اندوتلیال عروقی ، سلول های عضلانی صاف و سلول های خو منتقل کند . در این قسمت مدل ساده ای برای شبیه سازی جریان خون غیرنیوتونی ، گذشته از شریان تنگی که باعث تجمع (تصلب شریان) پلاک ها می شود ارائه و مورد بررسی قرار گرفت. تمرکز به پارامترهای سیستم و تاثیرات آن مانند سایز/ شکل پلاک ، درجه رینولدز ، تنش برشی و رابطه آن با ویسکوزیته و جریان ضربانی در دیواره با تنش برشی ، گرادیان ، تنش نرمال دیواره و درجه برشی جریان می باشد. نتایج بدست آمده یک مدل ایده آل برای رگ هایی که دچار تصلب شریان شده اند مناسب می باشد.

آقای اشرفی و نیازمند(۱۱) به بررسی زانویی کاروتید که به عنوان یکی از محل های خطرناک در میان شرایین داخل جمجمه است و دچار تصلب شرایین می شود، پرداخته اند . در واقع معتقد هستند که تجمع LDL در داخل لومن باعث تصلب شریان می شود . برای این منظور ،سه نوع زانویی کاروتید داخلی (ICA) برای بررسی تغییرات همودینامیک شریان های مختلف را بررسی کرده اند .تهیه شرایط غیر فیزیولوژیکی واقعی خون مورد نظر است به همین دلیل سیال غیرنیوتونی و سرعت شکل موجی فشار را به عنوان شرایط مرزی در نظر گرفته اند. علاوه برا این محل های مستعد و خطرناک انباشت LDL را در نطر گرفته اند ، این شبیه سازی با استفاده از نرم افزار open foam انجام شده است. راه حلی برای مواجه شدن با پارامترهای ورودی ارایه کرده اند . با توجه به شرایط موجود در رفتار خون غیر نیوتونی در شریان بزرگ مورد نظر است بخصوص در زمینه سرعت درحالت U، علاوه بر این ، نتیجه گیری می شود که غلظت از مدل غیرنیوتونی میزان انباشت LDL را تا ۳٪ در مدل U در هردو سمت زانویی افزایش می دهد. با این حال در مدل های V,C ، اثرات غیرنیوتونی نسبتاً کوچک است. نتایج تاکید می کند که بخش۳ بیرونی زانویی دوم در پایین دست در معرض خطر مشابه با بخش داخلی زانویی کاروتید قرار دارد . علاوه بر این ، نتایج اشاره می کند که محل های خطرناک بشدت به شکل ICA بستگی دارد از آنجا که گسترش محل های خطرناک نسبتا برای مدل Vبزرگتر است درحالتی که غلظت LDL برای مدل C بالاتر است.



شکل۲-۵: کانورهای کانتورهای سرعت در انحناهای ایجاد شده(۱۱)

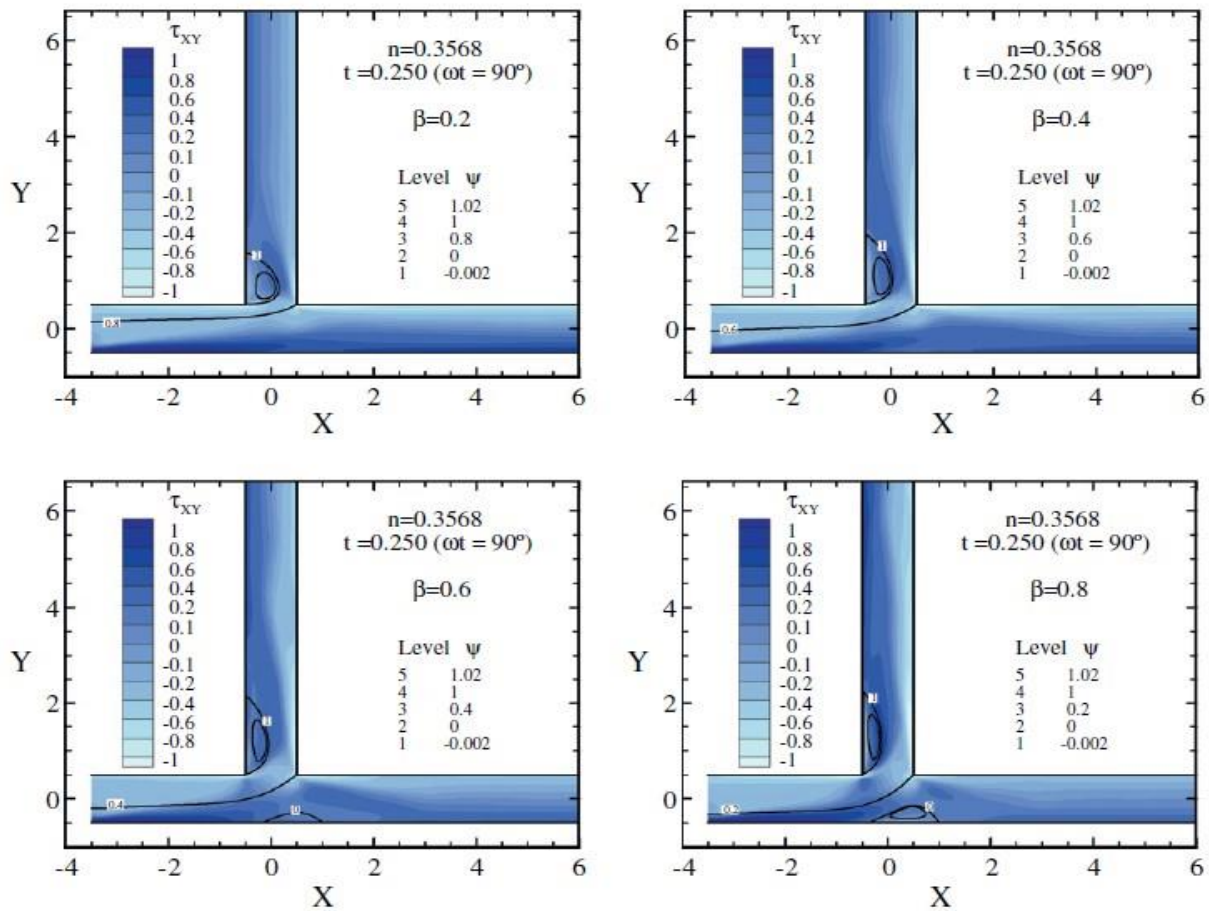
آقای مارتینز و همکاران (۱۲) در این مطالعه یک تجزیه و تحلیل متقابل جامد سیال (FSI) و یک توموگرافی کامپیوتری (CT) اسکن عروق کرونری سمت چپ بازسازی شده است . دیواره شریانی به عنوان یک ماده پراکنده ایزوتروپیک مدل سازی شده است. تنش برشی دیواره (WSS) به منظور بررسی رابطه بین جریان، تنش برشی دیواره و هندسه شریان محاسبه شده است. یک حالت برای ارزیابی حالت غیر پایا FSI با نرم افزار ، بطوری که تنش برشی ماکزیمم و مینیمم به عنوان یک رژیم جریان در دیواره شریانی کرونر چپ انجام شد، به عنوان شرایط مرزی ، اجزا و شرایط فشار فیزیولوژیکی اعمال شد. نتایج محاسباتی بین FSI و مدل دیوار صلب نشان می دهد که تنش برشی دیوار بوسیله انطباق دیواره شریانی تحت تاثییر قرار گرفته است.



شکل۲-٦: میدان سرعت حاصله از تنش برشی در دیوار(۱۲)

آقای ماتئوس و همکاران (۱۳) در این تحقیق یک مطالعه عددی بر پایه سیالات غیرنیوتونی که ویژگی های مورد نظر خون و با سیال همودینامیک در ارتباط است را انجام داده اند . به طور خاص ، به طول گرداب و تنش برشی با دامنه جریان برروی دیواره ها ، برای هردو حالت پایا و ناپایا و برای شاخص های مختلف قانون قدرت و مقادیری که استخراج شده است توجه زیادی انجام شده است . علاوه بر این ، استفاده از تعریف رینولدز ، که ممکن است با شرایط غیر نیوتونی و یا بطور مداوم، با استفاده از ماهیت غیر نیوتونی مایعات که درآن ویسکوزیته با تنش برشی تغییر می کند. اولین نتیجه گیری آن اثرات تنش برشی برای ویسکوزیته، برای تعریف عدد رینولدز ، برای مقایسه بین چندین مورد در همان سطح لختی مورد نیاز است. این درست زمانی که شاخص قانون قدرت متفوت است و در موارد مقایسه لختی با آن ها متفاوت است. نتیجه بعدی ، که مایعات غیرنیوتونی GNF تمایل زیادی به طول گرداب در شاخه اصلی دارند ودر شاخه جانبی کاهش تنش برشی هنگامی که با مقایسه با جریان نیوتونی (لختی یکسان) است نشان میدهد. با این حال تاثیر تنش برشی بر روی جریان پایدار را ثابت نشان نمی دهد. از سوی دیگر برای جریان ناپایا رفتار خطی است . (به استسنای YR) با کاهش طول گرداب و افزایش مقادیر تنش برشی به عنوان شاخص قدرت افزایش می یابد(کاهش تنش برشی). بطور کلی قدرت گرداب بازگشتی برای هردو حالت پایا و ناپایا افزایش می یابد ، به استسنای حالتی پایا که درآن رینولدز کمتر از ۲۰۰ باشد. برای هردونوع مایع (نیوتونی –غیرنیوتونی GNF) حداکثر مقادیر تنش برشی با نسبت جریان افزایش می

یابد . برای جریان ناپایا ویژگی های مختلف جریان تغییر می کند. طول سیگنال و قدرت گرداب تا ٦٠٪ افزایش می یابدو بعداز آن کاهش می یابد. برای گرداب های عمودی جایی که جریان گردابی بخش فرعی در سیکل در محور اصلی ٨٠٪ است، گرداب دومی تمایل به ناپدید شدن به عنوان توزیع در سیکل را دارد.

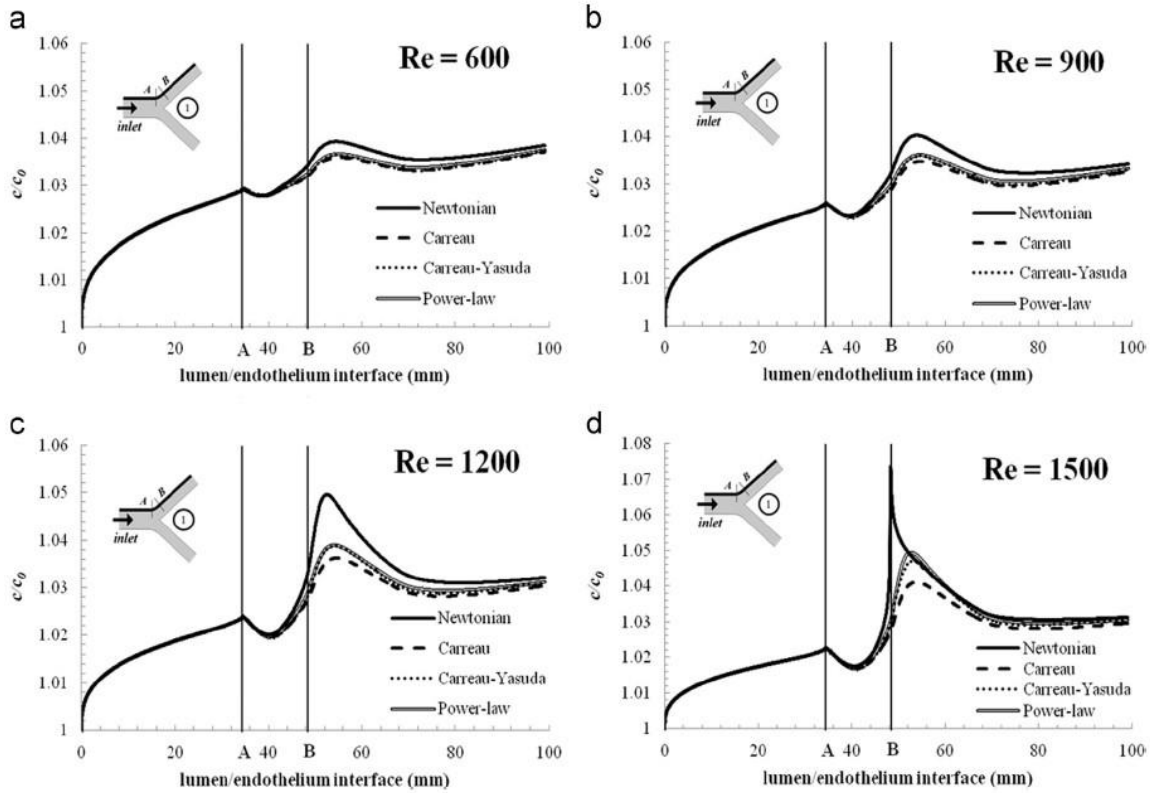


شکل۲-۷: توزیع تنش برشی برای استخراج های مختلف در حالت ۹۰°(۱۳)

آقای وفایی و همکاران (١٤)در این تحقیق ، اثرات غیرنیوتونی در انتقال پروتئین با چگالی کم (LDL) ئر یک شریان با یک مدل چندلایه تحلیل شده است . چهار مدل رئولوژیکی (پاورلو[۳۷] ,کاریو -یاسودا[۳۸]،کاریو[۳۹] و نیوتونی) برای جریان خون از طریق لومن استفاده شده است. برای مدل غیرنیوتونی ،دیواره شریانی با یک معادله حرکتی به طور کلی مدل سازی می شود. معادله دیفیوژن برای انتقال LDL در لومن استفاده شده است،در حالی که

[37] power low
[38] Carraue-Yasuda
[39] Carraue

stavrman-kedem-katchalsky همراه با معادله متخلخل است ، برای انتقال LDL از طریق دیوار هستند . نتایج حاصل از سرعت و نمرکز تنش برشی (WSS) می باشد. اثرات غیرنیوتونی بر روی انتقال جرم ناچیز برای یک مقدار فشار داخلی نشان داده شده است. اثرات غیرنیوتونی با کمی فشار داخلی افزایش می یابد، اما فرض نیوتونی قابل اعتماد است .اثرات اندازه شریانی نیز تحلیل می شود ، که فرض نیوتونی برای هردورگ بزرگ و متوسط در پیش بینی میزان LDL معتبر است. در نهایت اثرات غیرنیوتونی برای انشعاب لگن خاصره وآئورت تحلیل می شود و با فرض نیوتونی در انتقال جرم با رینولدز کم نشان داده است. در رینولدز بالا اثرات غیرنیوتونی به دلیل گرداب های ایجاد شده تاثیرات بیشتری دارند.



شکل۲-۸: اعداد رینولدز مختلف تحت تاثیر غلظت LDL در لومن و اندوتلیوم در رئولیجیکال های مختلف(۱٤)

آقای زمان و همکاران (۱۵) یک مطالعه ریاضی برای جریان خون دوفازی ناپایا ضربانی در داخل شریان باحضور شتاب بدن (افزایش سرعت) در این تحقیق امده است .خون در منطقه هسته آن به صورت غیرنیوتونی مدل شده است درحالی که در ناحیه پیرامونی آن سیال نیوتونی تشریح شده است. تاثیرات شتاب بدن مورد مطالعه قرار

گرفته است. از طریق معادلات پیوستگی و مومنتوم با استفاده از معادلات دیفرانسیل با مشتقات جزیی غیر خطی مدل شده است. ین معادله با شرایط اولیه و مرزی بدون بعد و بوسیله اختلاف اجزا محدود به صورت عددی همراه است.

یک مدل ریاضی برای لایه جریان ناپایا و ضربانی ئر حضور شتاب بدن با استفاده از مدل سیسکو[٤٠] حاصل می شود . مهم ترین توجه این معادله بر روی اثرات شتاب بدن و جریان ضربانی است . نتایج مهم از این مطالعه به این اساس است.

۱–مقدار سرعت خون در شریان ران بیشتر از شریان کرونر است.

۲–شتاب بدن دامنه سرعت را افزایش میدهد.

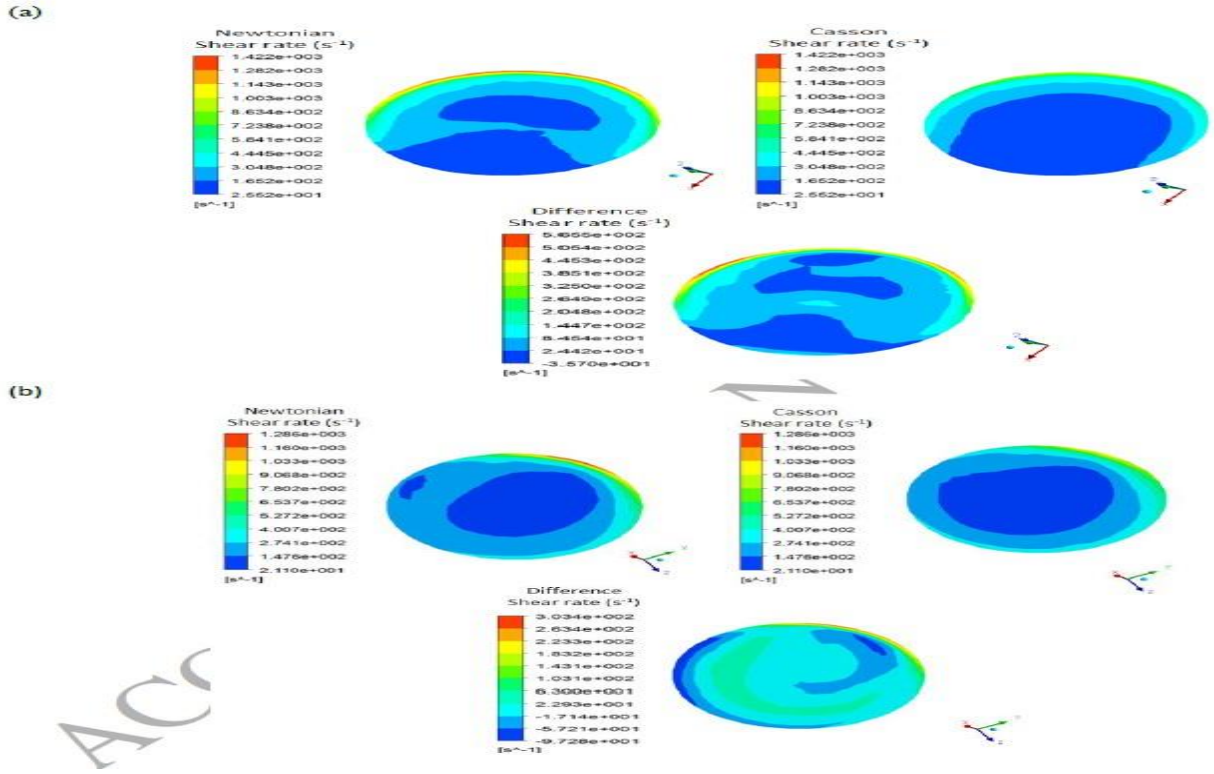
۳– پارامترهای اساسی سیسکو تاثیر بیشتری در جریان خون عروق کرونر نسبت به سرخرگ ران دارد.

٤– این مطالعه نیز پتانسیل خواص رئولوژیکی از خون برای کنترل متغیرهای مهم با جریان خون را نشان میدهد.

آقای مویر و همکاران (١٤)در این تحقیق یک بررسی از اثرات رئولوژیکی خون غیرنیوتونی در شبیه سازی جریان رگ پرداخته اند . اجزای مناسب شرایط مرزی خارجی به نحوی که با پیش بینی فشار/ جریان پایین دست با مدل یک بعدی مدل شده باشد. در نهایت یک تحلیل دقیق انجام داده اند تا اطمینان حاصل کنند که راه حل های همگرا مناسب است. تحقیقات نشان می دهد تفاوت های قابل توجهی (تا۵۰٪) بین خروجی شبیه سازی از مدل نیوتونی و غیر نیوتونی است . تفاوت ها به خروجی بیشترین و کمترین تنش برشی ارتباط دارد. اهمیت رئولوژیکی خون غیرنیوتونی و انگیزه بیشتر برای مدل سازی دقیق تر برای جریان سه بعدی رئولوژیکی با اتفاده از مدل کاسون[٤١] استفاده شده است. یک ارزیابی دقیق از اثرات رئولوژیکی خون غیرنیوتونی واقع در شریان اصلی کرونرچپ قلب شبیه سازی کرده اند .در این مقایسه راه حل های همگرا را برای مدل غیرنیوتونی ویسکوپلاستیک ،مدل کاسون و یک مدل نیوتونی است را انجام گرفت. مدل کاسون را با پارمترهای تنش و ویسکوزیته را با پارامترهای فیزیولوژیکی خون مورد ارزیابی قرار داده اند ، در حالی که با مدل نیوتونی از ویسکوزیته استاندارد خون استفاده کرده اند . جالب است که نتایج بدست آمده از ویسکوزیته بسیار شبیه مدل کاسون ، که تفاوت را تنش غیر صفر در مدل کاسون جداسازی میکند، اطمینان حاصل کنید در جاهایی از عروق که دچار انحنا است،

[40] sisko
[41] casson

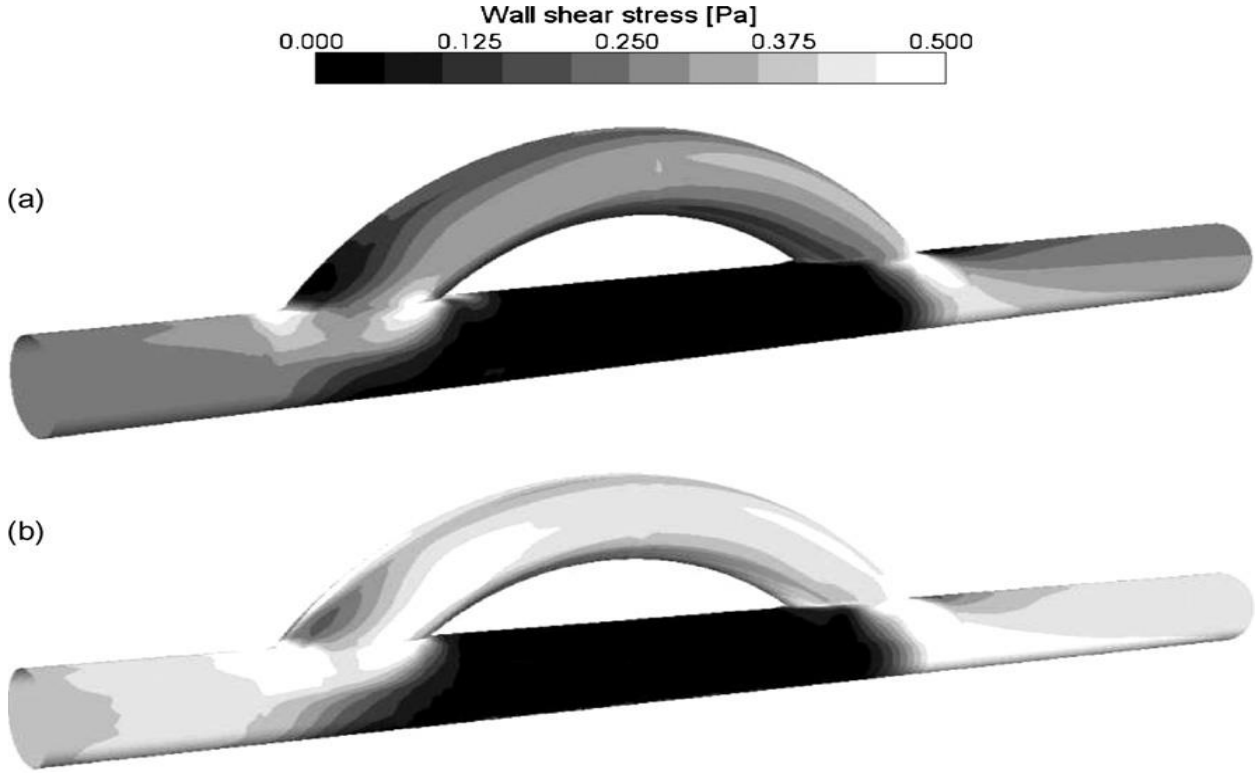
در حالی که شرایط مرزی جریان خروجی به فشار پایین دست ارتباط دارد. بیشترین اختلاف این دو مدل در مدل رئولوژیکی آن است . این تفاوت ما می تواند به اندازه ۵۰٪ ، ارزش بسیار زیادی با توجه به بیشتر بودن تنش برشی درجریان شبیه سازی شریان ، در حالی که اثرات غیرنیوتونی در درجه اول در نرخ برشی کم را نشان میدهد. بی این ترتیب تفاوت ها باید به اتصال نسبت خروجی در بین بیشترین و کمترین تنش برشی در جریان وجود دارد. این اتصالات در زمانی که تحت تاثیر تنش برشی کاسون در جریان پیچیده و متصل به عنوان حدبالایی از اثرات غیرنیوتونی در جریان شریان کرونر ، از اثرات تیکسوکروپیک و ویژگی های ویسکوکالیستی با استفاده از مدل کاسون غیرنیوتونی کاهش میدهد. این شبیه سازی با استفاده از نرم افزار fluent انجام شده است.



شکل۲-۹: کانتورهای شیر ریت(درجه برشی) در حالت های نیوتونی و غیر نیوتونی(۱٤)

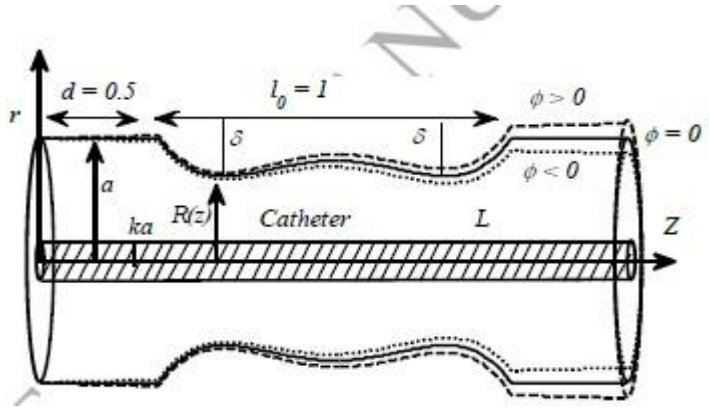
آقای جام ویممر و همکاران (۱٦) به بررسی جریان خون غیرنیوتونی پایا با استفاده از روش 3D بایپس، با بررسی اثرات غیرنیوتونی بر پارامترهای فیزیولوژیکی (قطر شریانی و عدد رینولدز) که بطور متوسط در عروق کرونری و استخوان لگن خاصره است انجام گرفته است. با توجه به اینن که خون یک مایع نیوتونی تعمیم یافته است ،

ویسکوزیته وابسته به تنش برشی از مدل کاریو -یاسودا مورد ارزیابی قرار میگیرد. از معادلات ناویر استوکس براساس روش حجم محدود در محاسبات شبکه بندی غیرمنظم استفاده شده است . برای یکپارچگی از رانگ گوتا مرتبه ٤ استفده شده است. هدف اصلی از این تحقیق شبیه سازی عددی جریان پایا و غیرنیوتونی خون ایده آل و سه بعدی با مدل بای پس می باشد.



شکل۲-۱۰:توزیع تنش برشی برای a) حالت نیوتونی b) حالت غیرنیوتونی در حالت بای پس(١٦)

آقای تورس و همکاران (۱۷) به بررسی ویژگی جریان ناپایا در مجرای گرفته شده در حضور شتاب بدن و میدان مغناطیسی پرداخته اند . بخش شریانی گرفته شده به عنوان یک لوله صلب فرض شده است . شکل بهبود شریان گرفته شده بوسیله آتروما در این مطاله آمده است.این شبیه سازی در داخل شریان که نزدیک به یک لوله سخت (صلب) از شعاع کوچک است با مدل کاریو مشخص شده است . با استفاده از شرایط گرفتگی، با استفاده از شرایط عددی وطرح اختلاف محدود حل می شود.

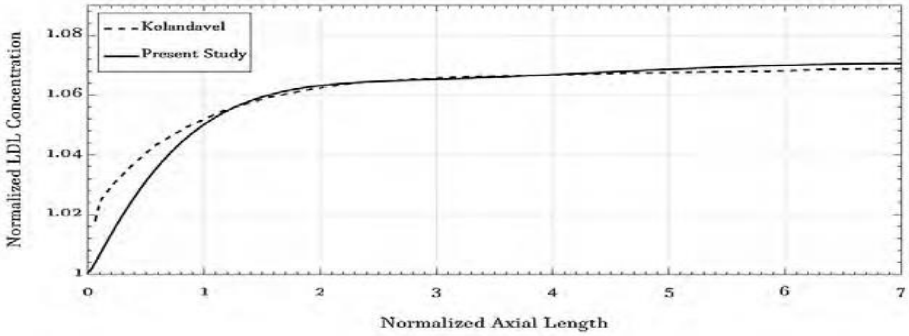


شکل۲-۱۱:مدل مورد تحقیق آقای تورس و همکاران در حالت گرفتگی(۱۷)

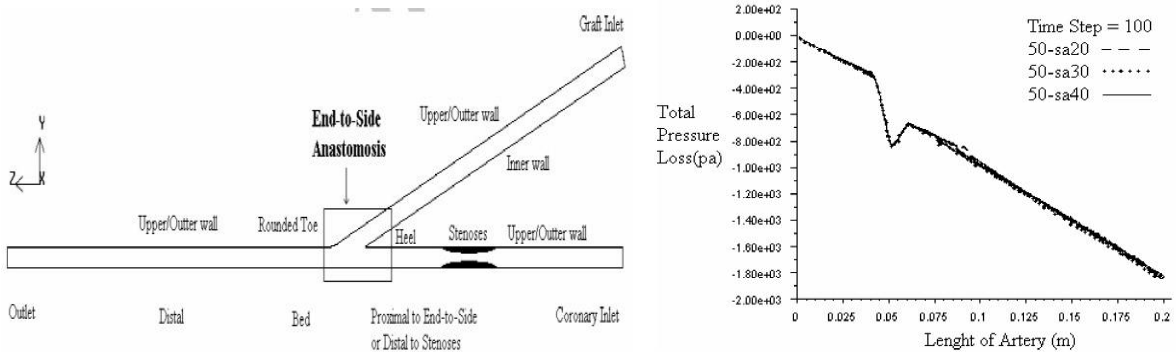
آقای پانتوس و همکاران (۱۸) در این تحقیق ، مدل های سه بعدی هندسه عروق کرونر قدامی (LAD) مرتبط با انفارکتوس میوکارد (MI) با شرایط پایا طراحی شده است . شبیه سازی عددی جریان گذار برای مدل نشات داده که الگوهای جریان خاص در گروه های مختلف مورد بررسی قرار گرفتند . در مناطق غیر سیرکولاسیون ، تنگی دیستال در تمام مدل، در موارد MI بیشتر و طولانی تر خواهد بود . برای تنگی خفیف (تا ۵۰٪) ناحیه تنش برشی دیوار TAUSS (pa ۰,۱۵>) و همچنین مناطق با TAWSS بالا (pa ۳<) فقط در مدل MI دیده می شود.

خانوم بهار فیروز آبادی و همکاران (۱۹)به بررسی و شبیه سازی کامپیوتری توسط نرم افزار Ansys Fluent متغیرهای همودینامیکی و میزان نفوذ ذرات LDL به دیواره ی متخلخل رگگ کرونری مورد بررسی قرار گرفت . خون را به عنوان سیال نیوتونی و تراکم ناپذیر با دبی پالسی بر روی از شرط مرزی فیلتراسیون پلاسما استفاده شده تا نفوذ ذرات به دیواره ی یک لایه ی رگ مدل سازی گردد.

شکل۲-۱۲:-نمودار-غلظت-LDL-در-طول-رگ (۱۹)

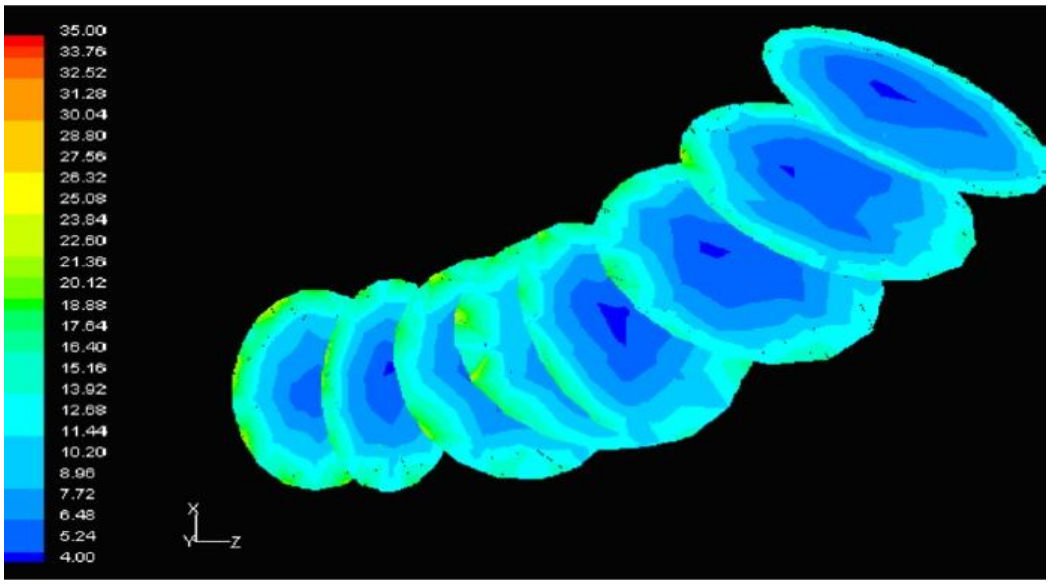


آقای احمدلوی وهمکاران (۲۰) در این تحقیق رژیم جریان خون در ناحیه انشعاب با فرض سه بعدی و پالسی بودن جریان خون و نیوتنی و هموژن بودن خون مورد بررسی قرار گرفته است.



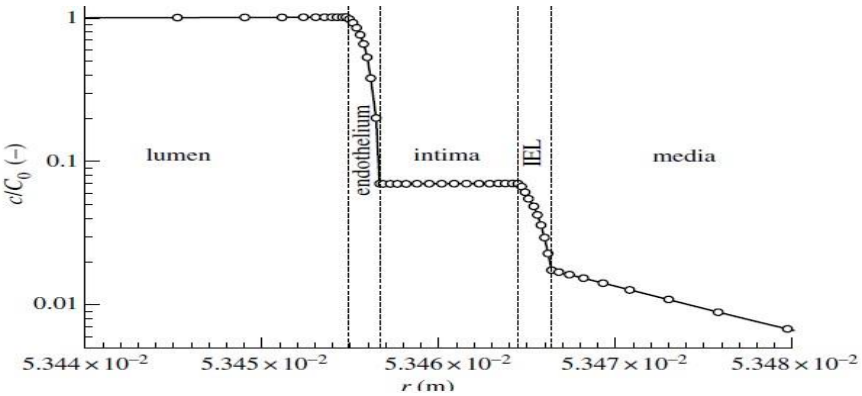
شکل۲-۱۳: نمدار فشار در طول رگ در حالت پالسی و نمونه رگ با گرفتگی در تحقیق آقایاحمدلوی وهمکاران(۲۰)

آقای جان سولیس و همکاران (۲۱) دراین مطالعه محاسباتی، میزان غلظت لیپوپروتئین کم چگالی (LDL) را در تمام درخت D3 طبیعی LCA نشان می دهد.



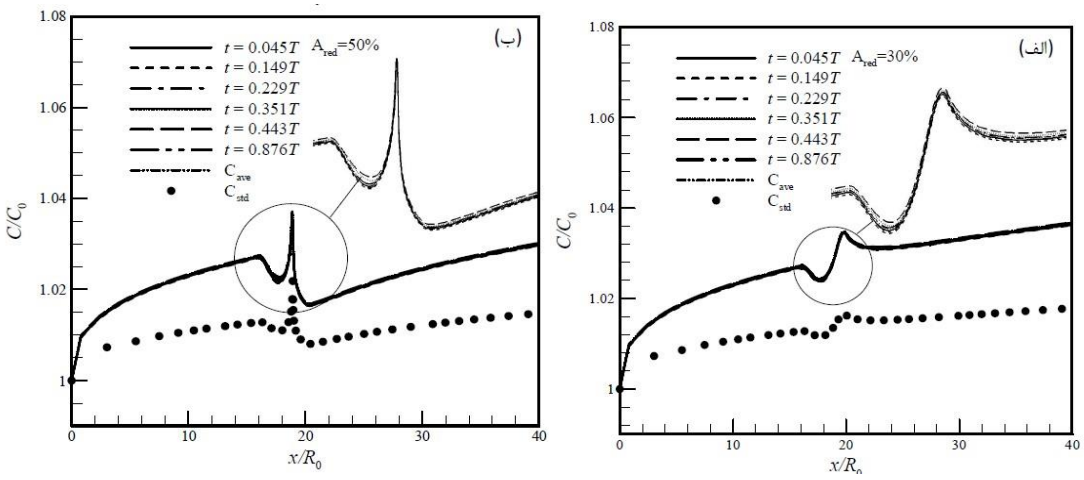
شکل ۲-۱٤: کانتور درجه برشی تحت تاثیر غلظت LDL(۲۱)

آقای کنجرس و همکاران (۲۲) در این مقاله به مدل سازی و شبیه سازی توده همراه (غلظت LDL) و انتقال مولکول از طریق لومن شریان و دیواره شریانی چندگانه از شریان کاروتید انجام شده است . مدل دیواره به صورت چهار لایه دیواره شرینی با ضخامت ثابت معرفی شده است و ابتدا در یک هندسه ساده که در آن خواص لایه های واقع گرایانه مشخص شده است آزمایش شده است .



شکل ۲-۱۵: نمودار غلظت LDL در لومن ،اندوتلیوم ،اینتیما ، IEL و مدیا(۲۲)

آقای دیرانلو و همکاران (۲۳) در این مقاله انتقال جرم ذرات لیپوپروتئین با دانسیته پایین در سرخرگ با دیواره چهارلایه به همراه پلاکهای آتروسکلروتیک تحت جریان ضربانی خون به طور عددی بررسی شده است. به منظور اعمال جریان ضربانی خون، از پالسهای حقیقی سرخرگ کاروتید مشترک برای سرعت و فشار که به روش آلتراسوند حاصل شدهاند، استفاده شده است.



شکل۲-۱٦ : (الف) توزیع ذرات لیپوپروتئین برای گرفتگی ۳۰ ٪، (ب) توزیع ذرات لیپوپروتئین برای گرفتگی ۵۰ ٪ برای یک سیکل زمانی در فصل مشترک لومن اندوتلیم در امتداد محوری سرخرگ (۲۳)

آقای علی محمد اسدیان و همکاران (۲٤) به بررسی جریان خون و چربی در رگ و اثرات هایپر و ایجاد لکه های داغ در داخل رگ پرداختند ، محل قرارگرفتگی در رگ را حرارت داده و باعث تسهیل فرآیند فروپاشی توده چربی و باز شدن مسیر جریان خون در رگ میشود .

آقای نعمت اللهی و همکاران (۲۵) به بررسی انتقال جرم ذرات ال دی ال در کاروتید پرداخته است . در این پژوهش به بررسی خون در مدل نیوتونی و غیر نیوتونی با گرفتگی های متقارن پرداخته شده است و مدل غیرنیوتونی بسیار دقیق تر از مدل نیوتونی می باشد .

آقای والنته و همکاران(۳٤)یک رویکرد حجم محدود کارآمد با استفاده از مش OcTree برای شبیه سازی درمان هیپرترمی با تزریق نانوذرات را نشان می دهد. یک مدل سه بعدی غیر خطی Pennes برای شبیه سازی استفاده می شود. انتقال گرما در بافت های خون ناهمگن خون .مش OcTreeیک سازش خوب بین شبکه منظم از روش های متمایز محدود و شبکه های بدون ساختار از المان محدود است به دلیل امکان استفاده از پالایش محلی با استفاده از مش غیر متقابل به روش ساده است .طرح زمانبندی نامناسب همراه با روش Picard و روش صریح استفاده شده است .یک مثال عددی تجزیه و تحلیل می شود که مزایای رویکرد را نشان می دهد. بدین نتیجه شبکه بندی میتواند کمک بسازایی درحل مشکلات هایپرترمیایی کند.

آقای یان دانگ و همکاران (۳۵) این پژوهش میدان مغناطیسی تولید شده توسط یک سلونو ئید را بررسی می کند و اثرات آن را بر روی دمای درمان بررسی می کند .برای این منظور، مجموعه ای از معادلات دیفرانسیل با استفاده از روش عددی محدود برای یک مدل تومور خاص حل شده است و نتایج به دست آمده برای نتیجه گیری کلی تحلیل می شوند .میدان مغناطیسی درون سلونوئید با استفاده از نظریه ماکسول به دست می آید و دمای درمان مدل تومور با استفاده از نظریه Rosensweig و معادله انتقال حرارت پنیس تعیین می شود .نتایج شبیه سازی نشان می دهد که دمای دمای بدست آمده با استفاده از یک مدل سلونو ئید[٤٢] شبیه به آنچه که با توجه به یک میدان مغناطیسی یکنواخت در صورتی که تومور با توجه به سلونو ئید محور است و اگر ویژگی های فیزیکی سلونو ئید به درستی بر اساس حجم تومور تعریف شده است .با افزایش فاصله تومور از مرکز سلنویید، اثرات غیر یکنواختی میدان مغناطیسی بیشتر آشکار می شود و تصویب مدل پیشنهاد شده برای دستیابی به نتایج دقیق است. نتایج نشان می دهد که در فاصله دور از مرکز سلنوئید، سطح تومور با درجه حرارت در محدوده درمانی، به طور قابل توجهی کوچکتر از نتایج حاصل از مدل های سنتی است. بنابراین، اگر مدل های سنتی برای کمک به برنامه ریزی درمان استفاده شوند، درمان ممکن است موثر نباشد. نتیجه مشابهی برای زمان راه اندازی به دست می آید، که در عمل عملیات طولانی تر از ارزش تخمینی با مدل های ساده است که میدان مغناطیسی یکنواخت را در نظر می گیرند.

[42] solenoid

شماره	مرجع	سیال	هندسه	شرایط جریان	معادله حرارت	تنش برشی
۱	آقای گلام رابی و همکاران	غیرنیوتونی	تک شاخه	پالسی		√
۲	آقای پونالاگوسمی و همکاران	غیرنیوتونی	دوشاخه	پالسی		√
۳	آقای ماتئوس و همکاران	غیرنیوتونی	دوشاخه	پالسی		√
٤	آقای وفایی و همکاران	غیرنیوتونی	دوشاخه	پالسی		√
٥	آقای جام ویممر و همکاران	غیرنیوتونی	تک شاخه همراه با بای پس	پالسی		√
٦	خانوم بهار فیروز آبادی و همکاران	نیوتونی	دوشاخه	پالسی		√
۷	آقای نعمت اللهی و همکاران	نیوتونی	تک شاخه	غیر پالسی		
۸	آقای علی محمد اسدیان و همکاران	نیوتونی	دوشاخه	غیرپالسی	√	
۹	پیشنهاد پژوهش حاضر	نیوتونی و غیرنیوتونی	تک شاخه	پالسی و غیر پالسی	√	√

جدول ۲-۱: مقایسه پژوهش های انجام شده با پژوهش حاضر

فصل سوم

(بیان مسئله)

۳-۱مقدمه:

یکی از روش های تحلیلی پدیده های موجود در طبیعت مدل سازی و شبیه سازی آن ها می باشد. در این پژوهش به شبیه سازی جریان خون غیرنیوتونی و پالسی در رگ صاف از کرونر چپ قلب با استفاده از حل تحلیلی یا CFD می پردازیم.

۳-۲-روش حل معادلات:

دینامیک سیالات نام یکی از شاخه های بسیار پرکاربرد و وسیع مکانیک سیالات است. موضوع مورد مطالعه در این زمینه از علوم چگونگی رفتار مایعات و گازها به هنگام حرکت تحت اثر عوامل گوناگون می باشد. دینامیک سیالات محاسباتی علم پیش‌بینی جریان سیال، انتقال حرارت، انتقال جرم، واکنشهای شیمیائی، و پدیده‌های وابسته به آن بوسیله حل معادلات ریاضی، که قوانین فیزیکی را بیان می‌کنند، با استفاده از یک فرآیند عددی است. این معادلات شامل، پایستاری جرم، مومنتم، انرژی، ذرات و غیره می‌باشد در این روش با تبدیل معادلات دیفرانسیل پاره‌ای حاکم بر سیالات به معادلات جبری امکان حل عددی این معادلات فراهم می‌شود.

با تقسیم ناحیه مورد نظر برای تحلیل به المان‌های کوچک‌تر و اعمال شرایط مرزی برای گره‌های مرزی با اعمال تقریب‌هایی یک دستگاه معادلات خطی بدست می‌آید که با حل این دستگاه معادلات جبری، میدان سرعت، فشار و دما در ناحیهٔ مورد نظر بدست می‌آید. با استفاده از نتایج بدست آمده از حل معادلات می‌توان برآیند نیروهای وارد بر سطوح، ضرایب برا و پسا و ضریب انتقال حرارت را محاسبه نمود. فلوئنت یک نرم افزار کامپیوتری دینامیک سیالات محاسباتی چند منظوره برای شبیه سازی عددی جریان سیال، انتقال حرارت و واکنش شیمیایی میباشد. با توجه به محیط مناسب نرم افزار جهت تعریف مساله و شرایط های پیچیده، تعریف شرایط مرزی گوناگون و حل مسایل پیچیده شامل تاثیر پدیده های مختلف به کمک این نرم افزار قابل حل می باشد.

در این پژوهش با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی و حل تحلیلی هر سلول ، زمانی که خون به حالت ضربانی (پالسی) وارد رگ می شود را با استفاده از نرم افزار انسیس[۴۳] انجام می دهیم.

[43] ANSYS

۳-۳-بیان مسئله و مدل سازی در نرم افزار:

در این پژوهش به بررسی مدل های رگ نرمال (فرد سالم) ، و گرفتگی های مختلف و حل معادلات غلظت در رگ و ایجاد حالت فرو گرمایی(هایپر ترمیا[44]) در رگ پرداخته ایم . بطوری که هرجا انتال حرارت و دما بالاتر باشد توده چربی[45] در انجا به حداقل رسیده و غلطت در آن محدوده کمتر است .

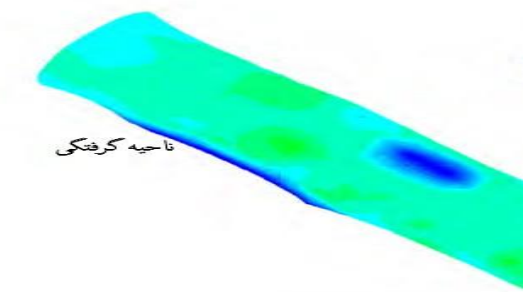
در تحقیقاتی که ما برای ترسیم شکل مورد نظر داشتیم بدین نتیجه رسیدیم که گرفتگی در رگ مذبور ایجاد کنیم اکنون به بیان مختلف گرفتگی می پردازیم:

۳-۳-۱- گرفتگی متقارن:

معمولاً گرفتگی ها در دیواره در مدل های دوبعدی و در کل محیط گرفتگی در مدل های سه بعدی به صورت متقارن محوری مدل سازی می شود.

۳-۳-۲ -گرفتگی نامتقارن:

معمولاً در یک طرف دیواره در مدل های دوبعدی و سه بعدی و با تنوع فراوانی مدل سازی می گردد.



شکل۳-۱: نمونه یک شکل با گرفتگی غیرمتقارن(۲٤)

۳-٤- شدت گرفتگی:

آنچه در مبحث گرفتگی ها دارای اهمیت خاص می باشد تعیین میزان شدت گرفتگی برحسب درصد بوده که در ارائه آن در روش مختلف موجود است روش اول روشی است که در آن نسبت قطر گرفتگی به قطر رگ مبین شدت گرفتگی می باشد. این روش عموماً امروزه ، مخصوصاً در مطالعات عددی مورد توجه قرار نمی گیرد البته

[44] Hyperthermia
[45] Hot spot

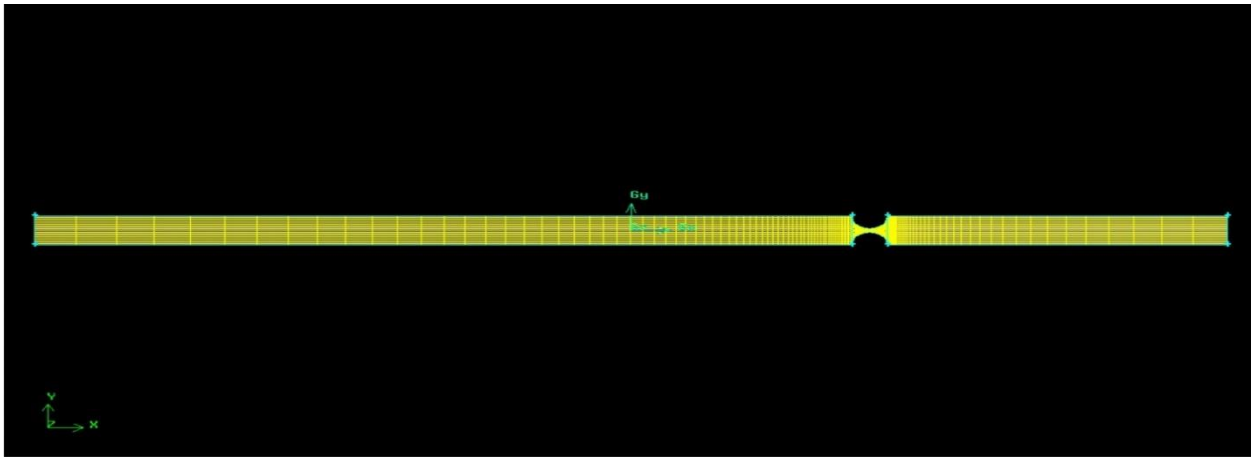
لازم به ذکر است که همچنان تعدادی از پزشکان به طریق سنتی ، شدت گرفتی را با این روش بیان می کنند () روش دوم به بیان میزان شدت گرفتگی برحسب مساحت مقطع کاهش یافته می پردازد. این روش که در مرجع معتبر آمریکاییکه اخیراً ارائه شده است (NASCET) مدنظر قرار گرفته است ، نسبت سطح مقطع گرفته شده به سطح مقطع رگ در حالت سلامت (بدون گرفتگی) را معیار بیان درصد گرفتگی قرار می دهد.

در این پژوهش جریان خون از رگ مستقیم کرونری سه بعدی و پالسی با طول ۲۵۰میلی متر و قطر ۳/۵ میلی متر و ضخامت دیواره ۰/۱ میلی متر در نرم افزار شبیه سازی شده است . **(۲۰)**

در این پژوهش از فاصله ۷۵ میلی متری ورودی کرونر گرفتگی با در صدهای ۳۰و۶۰و ۸۰ درصد انتخاب شده است .(۲۰)

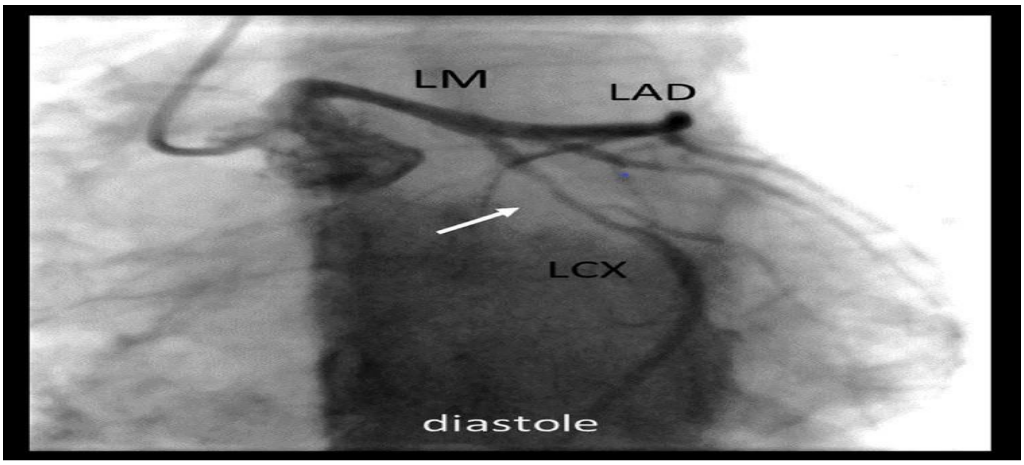
شبیه سازی سیال خون با غلظت LDL چه در حالت نیوتونی و غیر نیوتونی در رگ کرونری با حالت گرفتگی و بدون گرفتگی بررسی می شود . رگ بصورت صلب فرض شده و مطالع پدیده های انتقال چربی در شریان رگ به صورت in vivo در نظر گرفته شده است .

قطر انشعاب رگ کرونری LMA در مشاهدات تجربی بصورت ۳/۸میلی متر بوده است. ضخامت دیواره به صورت ۰/۱ میلی متر می باشد.(۱۹)

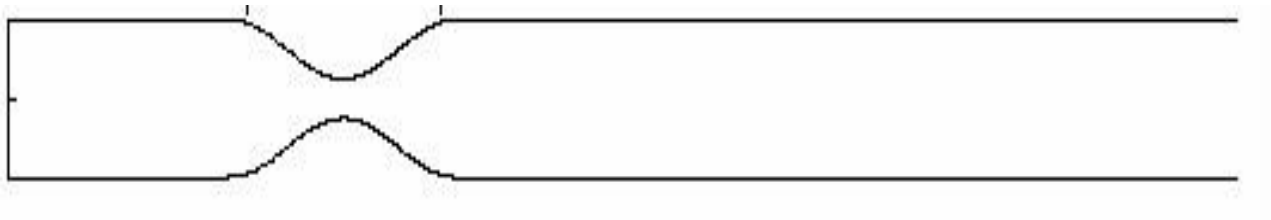


شکل ۳-۲:نمونه رگ طراحی شده در فضای ۲D

نمونه رگ دوبعدی طراحی شده در نرم افزار gambit2.4.6



شکل۳-۳: جای گیری انشعابات کرونر چپ(۱۹)



شکل۳-٤: نمونه حالت گرفتگی در فرد بیمار

معادله درصد گرفتگی بصورت زیر می باشد:

$$\left[1-\left(\frac{r}{R}\right)^2\right] \qquad (۱)$$

که در آن r شعاع گلوگاه یا گرفتگی و R شعاع استوانه بدون گرفتگی می باشد.

شایان به ذکر است رگ مدل شده به صورت متقارن و با کاهش قطر در نرم افزار gambit 2.4.6 انجام شده است . برای تحلیل سیالاتی رگ ،و ایجاد جریان خون در رگ با استفاده از نرم افزار fluent 16 انجام شده است . نرم افزار فلوئنت از روش حجم محدود در حل معادلات حاکم استفاده می کند .

۳-۵-روش و اجرای نرم افزار:

برای کوپل معادلات سرعت و فشار از الگوریتم simple استفاده شده است. روش simple در ابتدا توسط پتانکار برای شبکه جابجا شده ارائه شده است و در واقع یک روش پیش بینی و اصلاح است ، بدین صورت که در ابتدا یک حدس برای میدان های سرعت و فشار انجام می شود، از آنجا که این حدس الزاماً درست نیست

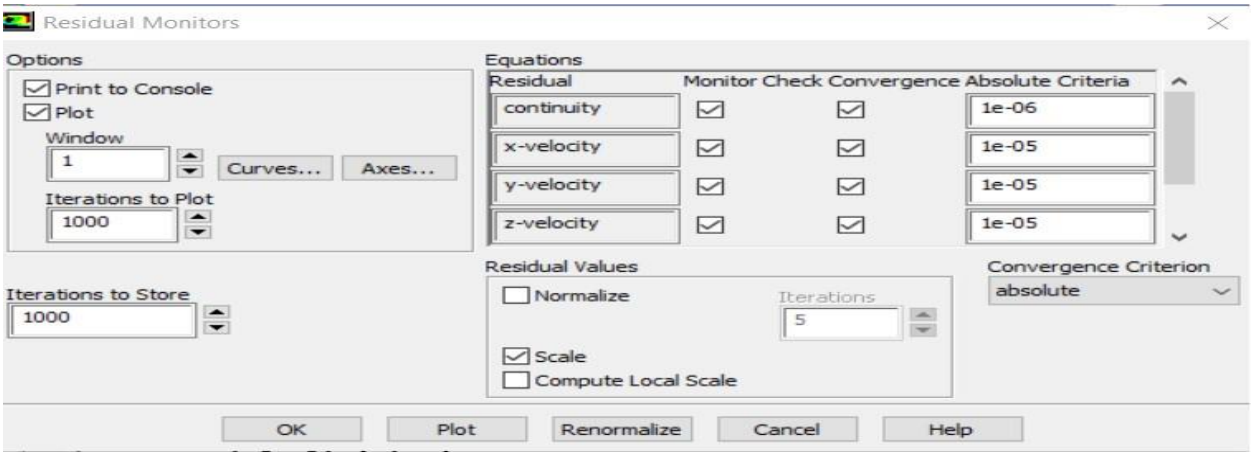
معادله پیوستگی را ارضا می کند، با استخراج معادلاتی میدان های سرعت و فشار طوری اصلاح می شود که پیوستگی جرم تقویت می شود و با تکرار این روش نهایتاً معادله پیوستگی تا حد مورد قبولی ارضا می شود، در نتیجه میدان های اصلاح شده سرعت و فشار و هم معادله مومنتوم و هم معادله پیوستگی را ارضا کرده و جواب مسئله می باشند.

برای شبیه سازی جریان LDL رگ ، از گزینه Species قسمت mixture خون مدل شده با آب را با LDL مخلوط می کنیم . خون را بصورت نیوتونی و غیر نیوتونی مدل می کنیم .

سیال مذبور به صورت آرام (لامینار) در نظر گرفته ایم . در قسمت under –relaxation factor برای ایجاد زیر تخفیف ها فشار را در ۰/٤ و مومنتوم را ۰/۷ در نظر می گیریم.

تعداد ضربان قلب را ۷۲ ضربه در دقیقه لحاظ می کنیم . در نتیجه زمان لازم هر پالس ۰/۸ ثانیه می باشد . گام زمانی ۰/۰۰۱ ، به منظور رسیدن و به حالت در محاسبات ، ۲۰ موج متوالی پالسی در LM در نظر گرفته و نتیجه حاصل از هر پالس بیستم را مورد بررسی قرار می گیرد.

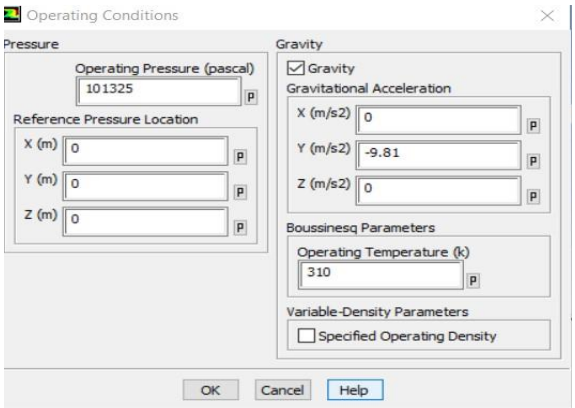
معیار همگرایی برای معادله پیوستگی $۱۰^{-٦}$ و برای سرعت در جهات مختلف $۱۰^{-٥}$ می باشد .



شکل۳-۵: معیار های همگرایی در نرم افزار فلوئنت

۳-٦-شرایط محیط:

شرایط کاری محیط که به آن در نرم افزار opration coundition می گویند ، فشار محیط در آن را , ۱۰۱۳۲۵ و شتاب گرانش عمود بر صفحه افق در راستا y برابر با ۹/۸۱- می باشد . دمای محیط کاری برابر با C۳۷ ° ، دمای معمولی خون می باشد .



شکل۳-۵: نحوه تنظیم شرایط محیط در نرم افزار فلوینت

۳-۷-انتقال ذرات LDL :

انتقال درات LDL به سه مدل می باشد .

۳-۷-۱- مدل مستقل از دیواره:

در این مدل انتقال جرم در لومن محاسبه شده و دیواره رگ با یک شرط مرزی در محاسبات وارد می شود .

دراین مدل سه پارامتر فیزیکی استفاده می شود .

1- ضریب دیفیوژن ذرات در سیال خون
2- ضریب کلی انتقال جرم ذره به دیواره
3- سرعت فیلتراسیون جریان به دیواره رگ

۳-۷-۲-مدل دیواره همگن :

در این مدل ساختار پیچیده و ناهمگن دیواره رگ با یک ساختار همگن و ساده مدل می شود. در این مدل فرض بر این است که دیواره به شکل یک لایه متخلخل با خواص انتقال همگن رفتار می کند .

این انتقال جرم در لومن و دیواره را باهم کوپل می کند و در مواقعی که جزئیات پخش غلظت در دیواره رگ به عنوان اولین موضوع با اهمیت نمی باشد ، کاربرد دارد.

در حل جریان در دیواره ررگ از روابط جحاکم بر انتقال در محیط های متخلخل اتفاده می شود .

در مطالعات ابتدایی در انتقال سیال در محیط از روش دارسی استفاده شده که رابطه ای خطی بین سرعت جریان و گرادیان فشار برقرار می کند.

$$V = -\frac{K}{\mu}\nabla P \qquad (۲)$$

که در آن K نانسور ترانوایی ، μ ویسکوزیته ظاهری، P فشار می باشد.

تراوایی محیط یکی از پارامترهایی است که جریان داخل محیط متخلخل مطرح می شود . تراوایی بیان کننده رسانایی جریان در محیط متخلخل است .

۳-۷-۳ -مدل چند لایه:

بدین منظور دیواره با چهار لایه متخلخل ناهمگن مدل می شود . چهار لایه ی اندوتلیوم ، اینتیما ، IEL و مدیا در این روش مدل می شوند .برتری این مدل نسبت به دیواره همگن مشخص کردن خواص انتقال هر کدام از لایه ها بطور جداگانه می باشد . این مدل دولایه مدیا و اینتیما را مجزا از یکدیگر در نظر می گیرد . از آنجایی که بیماری آترواسکلروسیس به علت ضخیم شدن لایه اینتیما ایجاد می شود . این مدل نقش لایه ها را بهتر در نظر می گیرد . گرچه این مدل جریان ترانسمورال و حرکت ذرات LDL را بهتر نشان می دهد اما پیچیدگی های به مراتب بیشتری نسبت به مدل دیواره همگن دارد . از این مدل اغلب برای هندسه های ساده پیشنهاد شده است (۲۷).

۳-۸-شرایط مرزی جریان[٤٦] :

در قسمت شرایط مرزی سه نوع شرط مرزی داریم:

[46] Boundary condition

۳-۸-۱- شرط مرزی عدم لغزش:

از جریان خون داخل رگ محیط سیال کاملاً پیوسته بوده و در نتیجه شرط عدم لغزش روی دیواره رگ برقرار می باشد و در مدل اعمال شده است . عدد رینولدز ۱۷۹/۱٤ نشان دهنده رژیم جریان آرام در رگ می باشد . شرط مرزی WALL در گمبیت وارد شده است. وبرای ایجاد شرایط هایپرترمیا در رگ از هیت فلاکس $٤٥٠\frac{w}{m^2}$ در فرد سالم و غیر گرفتگی ، و برا ی فرد بیمار و در محل گرفتگی $١٠٠٠\frac{w}{m^2}$ در نظر میگیریم.(٢٤)

۳-۸-۲-شرط مرزی ورودی :

ورودی جریان یکنواخت و مطابق رابطه برای دوحالت استاتیک و پالسی در نظر گرفته شده است.

$$U(t) = U_0(1+\in SIN\left(\frac{2\pi}{T}t\right) \qquad (٣)$$

U_0 سرعت متوسط جریان و برابر ۰/۱۱۹ می باشد . ۰ =∈ پایا و۱ =∈ حالت پالسی مدلسازی لحاظ شده است .(۲۵)

در نرم افزار گمبیت شرط مرزی سرعت کاملاً توسعه یافته و به صورت VELOSITY –INLET در نظر گرفته شده است.

۳-۸-۳- شرط مرزی خروجی:

بصورت تنش سطحی صفر و OUTFLOW در نظر گرفته شده است.

۳-۹-شرط مرزی انتقال جرم LDL:

۳-۹-۱- ورودی:

در وروی شرط غلظت ثابت برای مقدار mol/m^3 ۳/۱۲ برابر با غلظت LDL در خون در شرایط نرمال استفاده شده است.

۳-۹-۲- خروجی:

در خروجی انشعاب ها شرط فشار و پخش یا گرادیان غلظت صفر استفاده شده است.

$$\nabla . C = 0 \qquad (٤)$$

۳-۹-۳- دیواره:

دیواره را با حالت ZERO FLUX با ضریب دیفیوژن D محاسبه میکنیم.(۲۷)

$$D = ٥ \times ١٠^{-١٢}\, m^2/s$$

۳-۱۰-تحلیل عددی و فرمول های مورد بررسی :

برای حل میدان سیال از خاصیت الاستیک رگ صرفخه نظر شده و فرض شده جداره رگ همانند جسم صلب عمل می کند. جریان خون لامینار ، ثابت و غیر متراکم است و بطور کامل توسعه یافته است و خون در هر دو مدل نیوتونی و غیر نیوتونی به صورت همگن فرض شده است.(۹)

در نتیجه در روند حل تنها میدان سیال توسط معادله نویر استوکس به همراه معادله پیوستگی با چگالی ثابت حل می گردد.(۱۹)

$$\frac{\partial u}{\partial t} + (u - u_{max}).\nabla u = \frac{1}{\rho}\nabla p + v \qquad (٥)$$

$$\nabla . u = 0 \qquad (٦)$$

$$\rho(v.\nabla v) = -\nabla p + \mu \nabla^2 v \qquad (٧)$$

که در این رابطه u_{wall} ، ρ ، p ، u ، v به ترتیب سرعت حرکت دیواره ، چگالی ، بردار سرعت ، فشار و ویسکوزیه دینامیکی سیال هستند.

و معادله حرارت در مختصات استوانه ای برا یحالت دیواره ها برابر است با:

$$T_w = \frac{(q - q_{rad})\Delta n}{k_s} + T_s \qquad (٨)$$

که در آن q ، q_{rad}، k_s ، T_w ، T_sوΔn به ترتیب شار حرارتی ، شار حرارتی تابشی (که در پرتو درمانی از آن استفاده می کنیم)، ضریب رسانش ، دمای دیواره ،دمای جسم جامدو و فاصله بین آنها می باشد.

انتقال ذرات درون سیال (LDL) توسط معادله سه بعدی انتقال توصیف می گردد .

$$\frac{\partial C}{\partial t} + u\nabla C = D\nabla^2 C \qquad (٩)$$

در این رابطه C و D به ترتیب غلظت و ضریب پخش ذرات در سیال هستند . لازم به دکر است به دلیل فرض تراکم ناپذیری عبارت چگالی از معادله انتقال حذف شده است .(۱۹)

در این معادله ضریب پخش LDL ، ۵×۱۰^{-۱۲} m/s تا ۲×۱۰^{-۱۱} m/s می باشد .(٤)

حرکت ضربانی قلب به صورت تغییرات مشخص شعاع کره مدلسازی شده است .این تغییرات از معادله ی ۹ پیروی میکند.

$$R(t)=R_0 +[1+\delta\sin(\frac{2\pi t}{T})] \qquad (۱۰)$$

در این معادله R_0، δ وT به ترتیب معرق شعاع میانگین کره ، ضریب تغییرات دامنه و دوره زمانی تغییرات شعاع هستند .

این معادله به حالت UDF به نرم افزار فلوئنت وارده شده و حالت ضربانی (پالسی) در ورودی سرعت را محاسبه میکند .(در این پژوهش از این فرمول استفاده شده است)

۳-۱۱- انواع سیالات :

سیالات را می توان به دودسته کلی تقسیم کرد: سیالات نیوتونی و سیالات غیرنیوتونی

۳-۱۱-۱ -سیالات نیوتونی:

سیالات نیوتونی تنش برشی تنش برشی (τ) برحسب نرخ تغییر شکل $(\frac{du}{dy})$ خط راستی است که از مبدأ می گذرد .

$$\tau \propto \frac{du}{dy} \qquad (۱۱)$$

که در آن μ ویسکوزیته دینامیکی ثابت است.

۳-۱۱-۲-سیالات غیرنیوتونی:

سیالات غیرنیوتونی تنش برشی (τ) برحسب نرخ تغییر شکل $(\frac{du}{dy})$ یا خط راستی است که از مبدأ نمی گذرد و یا غیر خطی است. خواص سیالات غیرنیوتونی عبارتند از :

۳-۱۱-۲-۱-سیال دیالانت : با افزایش تنش برشی ویسکوزیته سیال دیالانت افزایش می یابد.

۳-۱۱-۲-۲-سیال شبه پلاستیک: با افزایش تنش برشی ویسکوزیته سیال شبه پلاستیکی کاهش می یابد.

۳-۱۱-۲-۳-سیال بینگهام: این دسته از سیالات یک تنش تسلیم دارند. به عبارت دیگر اگر تنش وارده بر این دسته از سیالات از تنش تسلیم آنها کمتر باشد سیال شروع به حرکت نمی کند ولی اگر تنش برشی وارد بر سیال از تنش تسلیم بیشتر باشد سیال شروع به حرکت کرده و تنش برشی (τ) بر حسب نرخ تغییر شکل $\left(\frac{du}{dy}\right)$ بطور خطی تغییر می کند .

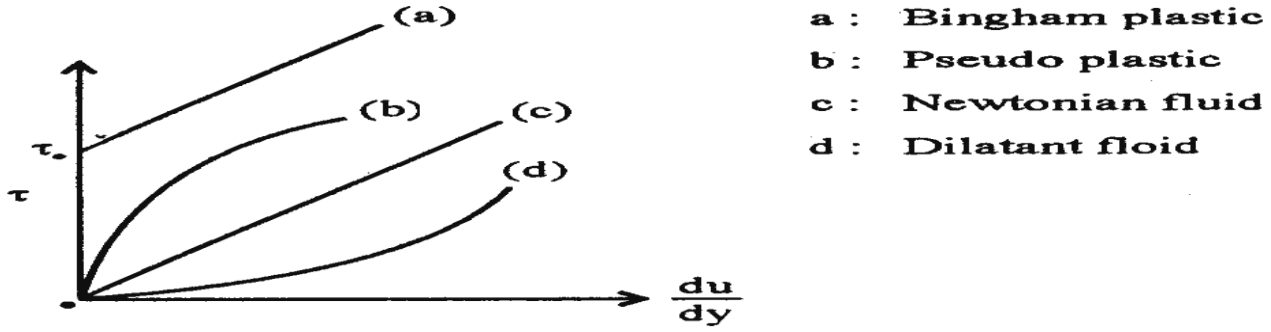
$$\tau = \mu\left(\frac{du}{dy}\right)^{n} \qquad (۱۲)$$

$n=1$ در سیالات نیوتونی

$n>1$ درسیالات دیالانت

$n<1$ در سیالات شبه پلاستیک

۳-۱۱-۲-٤-سیال ایده آل :سیال تراکم ناپذیری است که ویسکوزیته آن صفر می باشد بنابراین در سیالات ایده آل هیچ موقع اصطکاک نداریم و هیچ گاه تنش برش ایجاد نمی شود.(۲٦)



شکل ۳-٦: نمودار سیالات نیوتونی و غیرنیوتونی(٤٧)

۳-۱۲- انواع سیالات غیرنیوتونی :

سیالات غیرنیوتنی را در یک دسته بندی میتوان به سه دسته کلی تقسیم نمود .دسته اول سیالات مستقل از زمان، دوم سیالات وابسته به زمان، و دسته سوم سیالات ویسکوالاستیک. سیالات مستقل از زمان که در زمره مجموعه سیالات غیرالاستیک قرار میگیرند به نام سیالات نیوتنی تعمیم یافته نیز معروف میباشند .این دسته، مشابه سیالات نیوتنی هستند با این تفاوت که رابطه تنش برشی و نرخ کرنش برشی سیال مانند سیال نیوتنی خطی نخواهد بود . در حقیقت مقدار تنش برشی تابعی غیر خطی از مقدار کرنش برشی خواهد بود .بر این اساس و نوع رابطه هایی که بین کرنش برشی و تنش برشی بر قرار می باشد که از ویژگی های ذاتی سیال نشأت میگیرد، این دسته از سیالات خود به زیر گروههای دیگری تقسیم بندی میشوند .این مجموعه را میتوان به دو بخش دارای تنش تسلیم و بدون تنش تسلیم تقسیم بندی کرد .در دسته بدون تنش تسلیم دو گروه شبه پلاستیکها و سیالات دایلاتنت قرار دارند .(۲٦)

۳-۱۲-۱مدل توانی[47]: مدل قانون قدرت که توسط Walburn و Schneck پیشنهاد شد() هماتوکریت را در نظر می گیرد که درصد حجم گلبول های قرمز خون در کل خون است .این مدل ویسکوزیته به صورت زیر مدل سازی می شود . (٦)

$$\mu(|\dot{\gamma}|) = k|\dot{\gamma}|^{n-1} \qquad (۱۳)$$

که درآن n ثابت پاور لاو است .

کیم و دوستان در سال ۲۰۰۰ به بررسی مدل پاور لاو پرداختند که درر آن :

$$\mu = \mu^*(\dot{\gamma})^{n-1} \qquad (۱٤)$$

برای مشخصات خون $n=0.828$ و μ^* درآن برابر $9.267mpa\ s$ می باشد .(٦)

۳-۱۲- ۲- مدل کاریو[48]:

این مدل توسط *carreu* در سال ۱۹۷۲ مشخصات فیزیولوژیکی خون را مورد بررسی قرار داد. این مدل با گرانوری غیرنیوتونی با چهار پارامتر ارائه شده است.(٦)

[47] Power low
[48] carreu

$$\mu(|\dot{\gamma}|) = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)[1 + (\lambda\dot{\gamma}^2)]^{n-\frac{1}{2}} \qquad (۱۵)$$

جاهایی که ویسکوزیته خون در یک نرخ برشی صفر است μ_0 = 0.056 mpa s می باشد . $\boldsymbol{\lambda}$ ثابت زمانی مربوط به ویسکوزیته که با تغییرات نرخ برشی می باشد . λ=3.313 و n =0.3568 می باشد .(۱٤)

۳-۱۲-۳-مدل کراس[49]:

به علت استفاده از پارامترهای کمتر و در نتیجه تحلیل عددی مناسبتر از مدل کراس استفاده شده است.(۲٦)

$$\mu(|\dot{\gamma}|) = \mu_\infty + \frac{(\mu_0 - \mu_\infty)}{[1 + \left(\frac{\dot{\gamma}}{\gamma_c}\right)^n]} \qquad (۱٦)$$

مدل کراس مدل ویسکوزیته وابسته به سرعت برش را به عنوان پیشنهاد می کند ، جاهایی که ویسکوزیته خون در نرخ برشی بسیار کم است $\mu_{\infty=0.0364\,pa\,s}$ است . γ_c = $2.63s^{-1}$ که نرخ برش مرجع است و n=1.45 ثابت مدل کراس می باشد .(٦)

در ای پژوهش از هر سه روش غیر نیوتونی و روش نیوتونی استفاده شده است.

۳-۱۳شبکه بندی[50]:

دل عددی نیاز مند گسسته سازی محیط حل می باشد .به این ترتیب که نقاطی که متغیرها در آن محاسبه می شوند و به وسیله یک شبکه بندی عددی که در مواقع گسسته شده دامنه هندسی مسئله است ، به تعدادی محدودی از نقاط و یا حجم کنترل تقسیم می شوند. این شبکه می تواند دارای ساختاری منظم یا نامنظم باشد.

۳-۱۳-۱-شبکه بندی باسازمان:

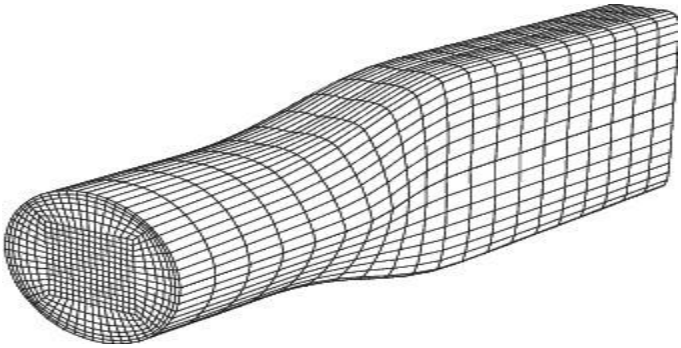
شبکه های منظم یا باسازمان شامل مجموعه ای از خطوط شبکه است که خطوط یک مجموعه همدیگر را قطع نمی کنند و هر خط از مجموعه هر خط دیگر را فقط یکبار قطع می کنند. این امر اجازه می دهد که خطوط یک جموعه به صورت متوالی شماره گداری می شوند. موقعیت هر نقطه از شبکه (باحجم کنترل) درون ناحیه به صورت واحد با مجموعه دو اندیس برای حالت دو بعدی تعریف می شوند .

[49] cross
[50] mesh

همچنین شبکه با سازمان به صورت متعامد و نامتعامد می باشد. مهم ترین ویژگی شبکه متعامد ساده بودن معادلات حاکم بر جریان سیال در مقایسه یا شبکه های غیر متعامد می باشد. ترم های اضافی که به دلیل غیر متعامد بودن سیستم مختصات شکل می گیرند ، در این شبکه حذف می شوند .

گسسته سازی معادلات در این نوع شبکه بندی با استفاده از مقادیر هندسی ،ترم های چشمه مانند گسسته سازی معادلات در مختصات کارتزین می باشد.

مهم ترین عیب شبکه متعامد محدودیت در کاربرد آن است .کنترل فضای بین خطوط شبکه حتی با بکارگیری تکنیک های خاص بسیار سخت است. (۱و۲)

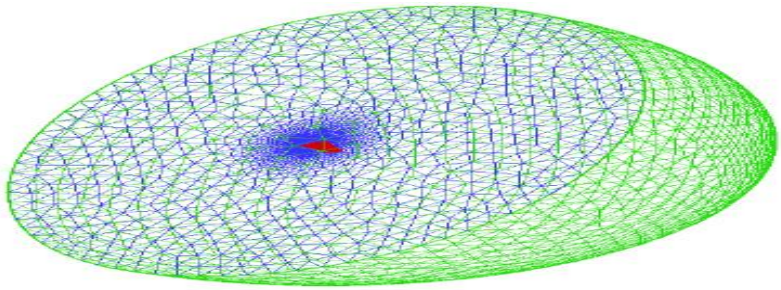


شکل۳-۷: شبکه بندی باسازمان(٤١)

۳-۱۳-۲-شبکه بی سازمان :

برای هندسه های پیچیده با انعطاف ترین نوع شبکه آن است که بتواند به مرزهای با شکل دلخواه ناحیه منطبق شود. در اصل چنین شبکه ای می تواند با هر روش گسسته سازی بکار رود .اما برای روش حجم محدود و المان محدود مناسب تر هستند . المان یا حجم کنترل ها می توانند هر شکلی داشته باشند و هیچ محدودیتی برای تعداد المان های همسایه و تعداد گره ها وجود ندارد . چنین شبکه ای می تواند با الگوریتم های موجود به صورت خود به خود تولید شوند ، در صورت تمایل شبکه را می توان عمود کرد . همچنین این نوع شبکه ها را می توان براحتی در قسمت های از دامنه حل ریز کرد.

الگوریت های حل برای معادلات جبری حاصل از گسسته سازی در این نوع شبکه ها نسبت به روش با سازمان کندتر است.(۱و۲)



شکل۳-۸: شبکه بندی بی سازمان(٤١)

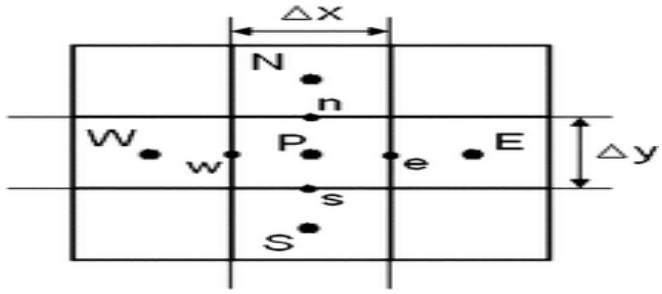
۳-۱۳-۳- گسسته سازی در فضای محاسباتی :

گسسته سازی فضای محاسباتی شامل میدان فضایی در زمانی است . میدان فضایی توسط شبکه محاسباتی تقسیم بندی می گردد و معادلات حاکم درآن گسسته می شود . گسسته سازی زمان در صورت لزوم ساده است.
زمان به تعدادی گام زمانی Δt تقسیم می گردد .گام زمانی ممکن است در طول شبیه سازی عددی تغییر کند .گسسته سازی فضا ، نیازمند تقسیم میدان های محاسباتی به تعدادی سلول با حجم کنترل می باشد. سلول ها پیوسته می باشند یعنی با یکدیگر هم پوشانی ندارند و کاملاً فضای محاسباتی را پوشش می دهند. (۱و۲)

۳-۱۳-٤ روش حجم محدود :

این روش که به اختصار fvm(finite volume method) نامیده می شود یکی از روش های عددی برای حل تقریبی معادلات دیفرانسیل است . روش حجم محدود در واقع نوعی از روش اجزاء محدود است که در آن روش تقریب این انتگرال ها با روش اجزا محدود متفاوت است. این روش بیشتر برای حل مسائل دینامیک سیالات محاسباتی و انتقال حرارت مناسب است . (۱و۲)

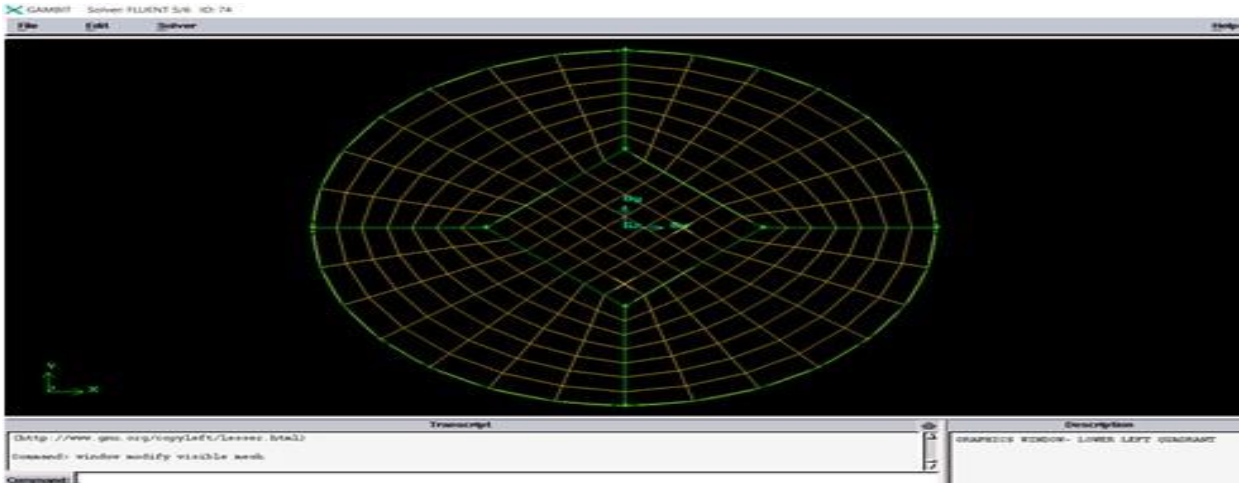
$$\frac{\partial \mathbf{p}}{\partial \mathbf{x}} = \frac{p_e - p_w}{\delta x} = \frac{p_e - p_p}{2} - \frac{p_p - p_w}{2} = \frac{p_e - p_w}{2} \qquad (۱۷)$$



شکل ۳-۹: روش حجم محدود(٤١)

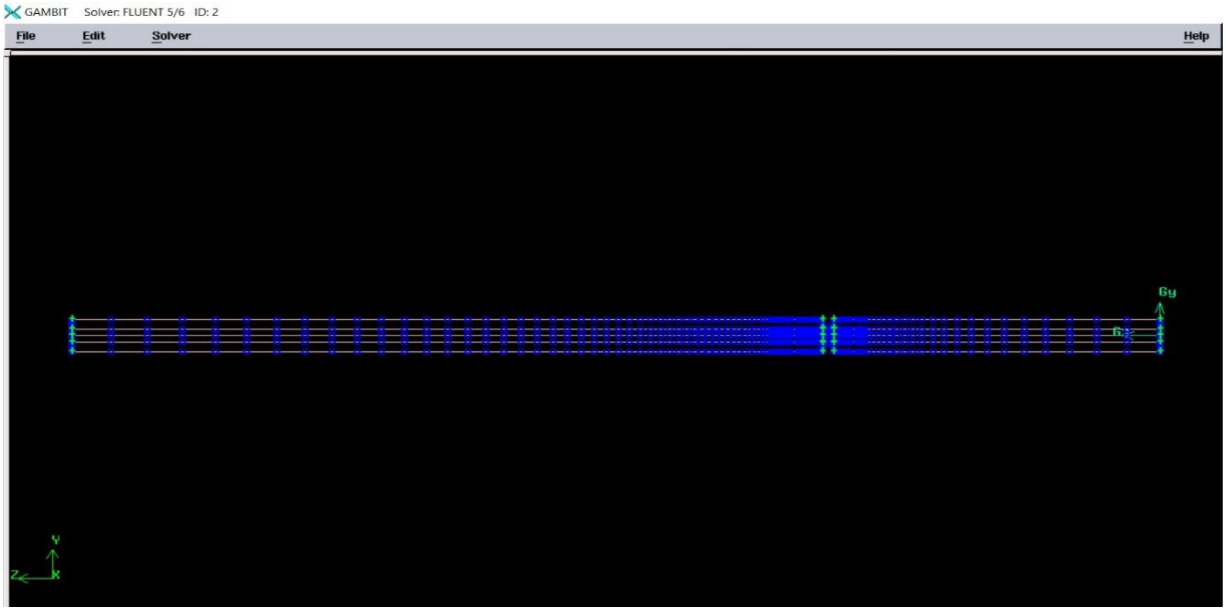
۳-۱۳-۵- شبکه بندی ایجاد شده در پژوهش:

در این پژوهش از شبکه بندی با سازمان در هندسه رگ استفاده شده است .شبکه بندی از نوع متعامد است و برای جلوگیری از گرادیان در انتهای شعا کره تمرکز شبکه بندی یا شبکه را ریز را ایجاد کرده ایم .

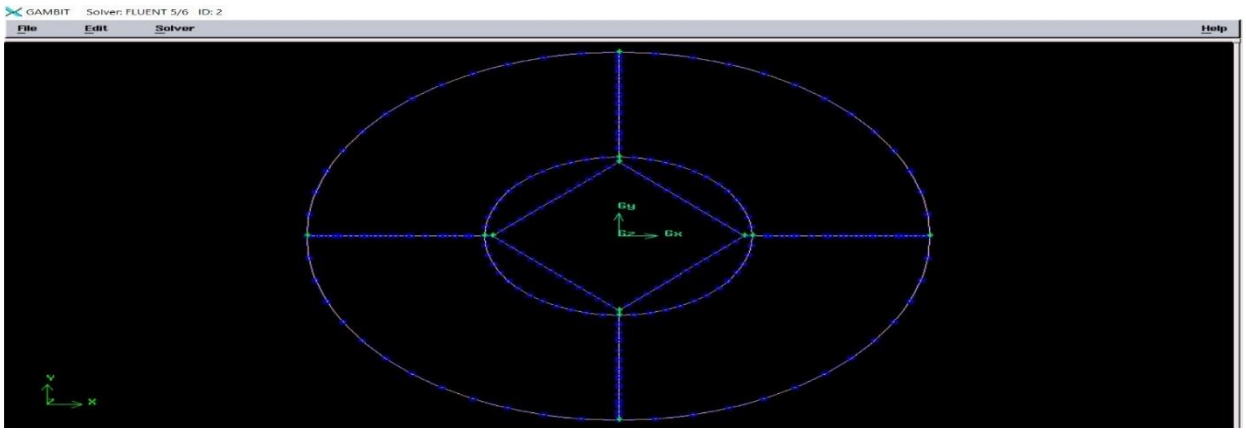


شکل۳-۱۰: تکنیک ایجاد شده در شبکه بنذی باسازمان

در قسمت گرفتگی از دوطرف نسبت به محل گرفتگی ریز شدن شبکه راداریم .



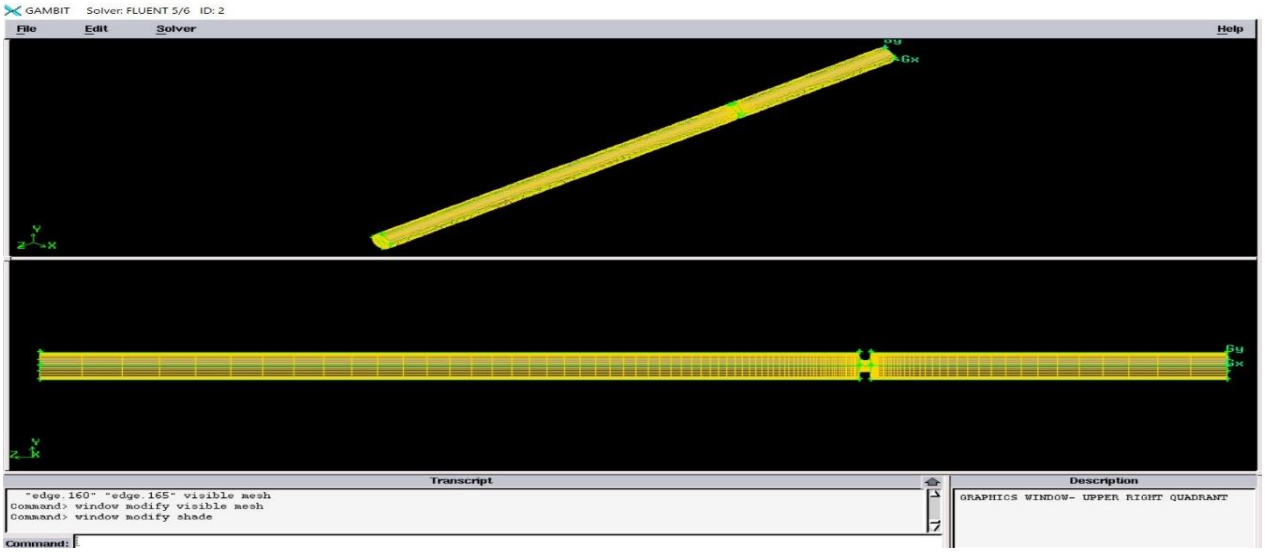
شکل ۳-۱۱: ریز کردن شبکه بندی (مش) در محدوده گرفتگی



شکل۳-۱۲: تقسیم بندی نقاط برای ایجاد شبکه باسازمان

برای ترسیم شبکه بندی با استفاده از لوزی که درون دایره ترسیم کرده ایم ، هندسه را به ٤ قسمت تقسیم می کنیم و به صفحه های مجزا (face) تقسیم می شودد .برای این کار از روش geometry- project استفاده می کنیم گزینه split edge را روشن می کنیم .ابتدا مش edge بعد از آن مش face به صورت map میزنیم . شکل مورد نظر را بسط می دهیم برای این کار از منوی geometry- volume-sweep faces استفاده می کنیم . تیک with mesh در این حالت فعال باشد.

در این پژوهش برای استقلال از شبکه (تغییرات مش در نتیجه تأثیری ندارد) از چند مش در گرفتگی ها ترسیم شده که در جدول فراوانی آن ها امده است.



شکل ۳-۱۳: نمونه شبکه ی باسازمان ایجاد شده در هندسه رگ در نرم افزار گمبیت

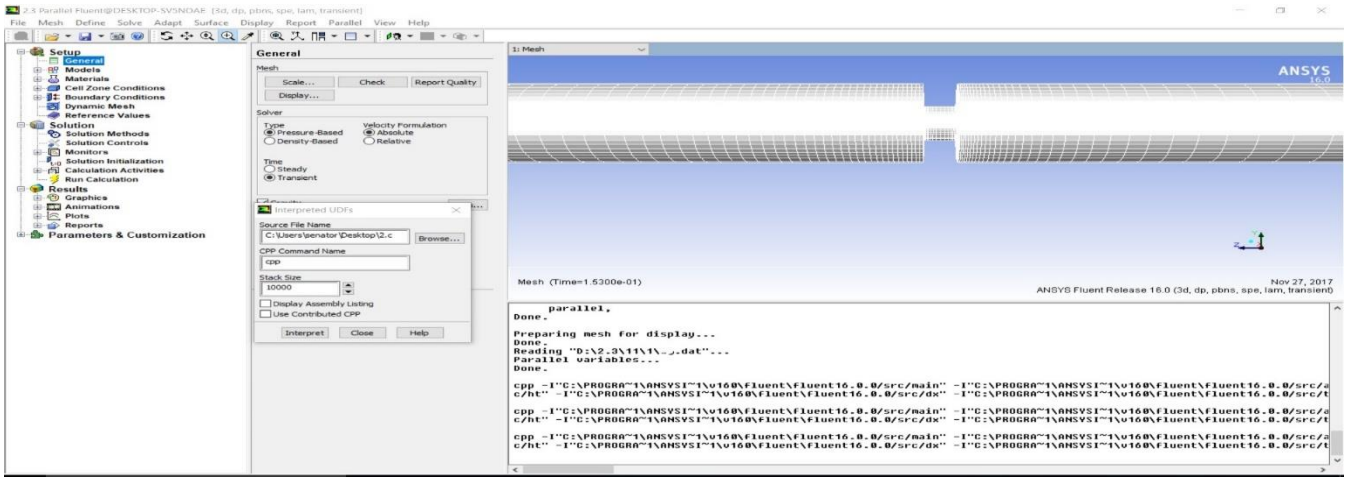
۳-۱٤-پالسی بودن جریان:

ماهیت جریان خون ،بصورت پالسی می باشد.اعمال این خاصیت موجب نزدیک تر شدن نتایج شبیه سازی به نتایج واقعی در داخل عروق خواهد شد. واضح است که نرخ جریان عبوری از یک رگ متفاوت از رگ دیگری است . بنابر این هر رگ ، پالس مخصوص به خود را دارد . برایم منظور ، برای تولید جریان پالسی در نرم افزار فلوئنت باید کدی بصورت برنامه نویسی **C** تهیه گردد. سپس کد نوشته در محیط **C** به فلوئنت لینک گردد.

باتوجه به اینکه فاصله در نرم افزاربرنامه نویسی **C** کاراکتر محسوب نمی شود، بنابراین آدرس فایل ارسالی به کامپایلرها نباید به گونه ای باشد که در آن فاصله وجود داشته باشد . (۲)

برای فراخوانی این کد باید در نرم افزار فلوئنت از منوی زیر استفاده کرد.

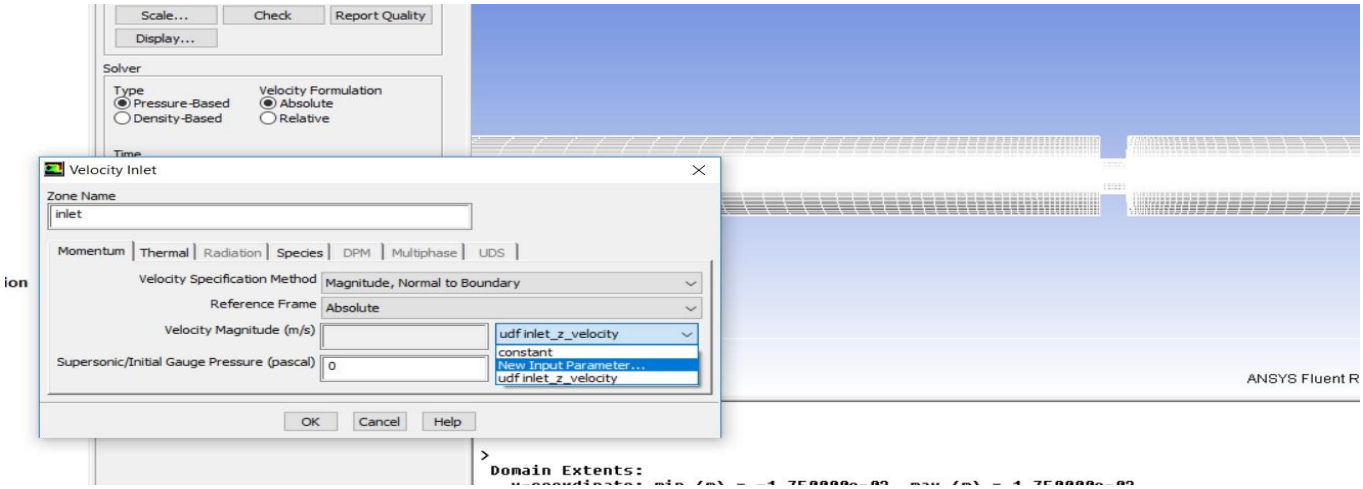
Difine→user-define→function→interpreted UDFs



۳-۱٤ :نحوه فراخوانی کد نوشته شده در نرم افزار فلوئنت

جهت اعتبار سنجی برنامه نوشته شده باید گزینه Interpret را کلیک کنیم اگر ارور وجود نداشت برنامه نوشته شده صحیح می باشد.برنامه نوشته شده در قسمت سرعت ورودی در گزینه شرایط مرزی وارد میگردد. حل

معادلات بصورت unsteady می باشد.



شکل۳-۱۵: فراخوانی کد در قسمت سرعت در نرم افزار فلوئنت

۳-۱۵خواص سیالاتی خون :

خواص خون به شرح زیر می باشد :

دانسیته خون $\rho = ۱۰۵۰\ kg/m^3$

ویسکوزیته خون $\mu = ۰/۰۰۳۵ \frac{kg}{m}$ s (۲۵)

ضخامت دیواره ۰/۰۰۰۱ متر (۲٤)

دمای خون ۳۷c°

LDL:

$$\mu = ۰/۰۰۰۸۲ \frac{kg.s}{m}$$

$$\rho = ۱۰۷۱ \frac{kg}{m^3}$$

فصل چهارم

تجزیه و تحلیل اطلاعات

مقدمه

گرفتگی رگ های کرونری شناخته شده ترین عامل حملات قلبی است که شروع و میزان پیشروی این بیماری به از دیواره ی رگ نسبت داده شده است. هندسه مورد شبیه سازی یک رگ صاف می باشد که در شرایط مختلف بدون گرفتگی (نرمال، و گرفتگی های مختلف با سیالات نیوتونی و غیر نیوتونی در نرم افزار فلوئنت مورد بررسی قرار گرفته است. خون نیز به عنوان سیال نیوتنی و تراکم ناپذیر با دبی پالسی با پروفیل واقعی فیزیولوژیکی در نظر گرفته شده است. ال دی ال به عنوان ذره چربی از مهمترین مواردی است که در این پژوهش بدان پرداخته گردیده است. .تغییرات غلظت ارتباط آن با تغییرات تنش برشی روی دیوارهی رگ در حالتهای مختلف ارائه شده و تاثیر ورودی پالسی و حرکت دینامیکی رگ در این فصل بررسی شده است.

به منظور تجزیه و تحلیل جریان خون با درنظر گیری گرفتگی های مختلف و اثرات نیوتنی و غیر نیوتنی، سناریوهای مختلفی در نظر گرفته می شود که در زیر به آن ها اشاره می کنیم.

1- رگ بدون گرفتگی با استفاده از سیال نیوتنی
2- رگ بدون گرفتگی با سیال های غیر نیوتنی (حالت های مختلف)
3- رگ با گرفتگی های مختلف با استفاده از سیال نیوتنی (با گرفتگی های ۳۰٪ ، ٦۰٪ و ۸۰٪)
4- رگ با گرفتگی سیال غیرنیوتنی
5- جریان پالسی

حال سناریوهای ارائه شده در بالا را برای اهداف زیر بررسی می کنیم:

۱)بدست آوردن پروفیل توزیع سرعت جریان خون در مقطع های متفاوت.

۲)بدست آوردن تنش برشی دیواره رگ در مقطع های مختلف.

۳)بدست آوردن توزیع فشار درخون.

٤)مطالعه اثرات غیرنیوتونی و ضربانی بودن جریان.

۵)بدست آوردن توزیع غلظت در مقطع های مختلف.

به منظور آغاز تحلیل، می بایست در مرحله اول مش بندی شبکه درنظر گرفته شود. لذا در زیر به این موضوع پرداخته می شود.

۱-٤- استقلال در مش

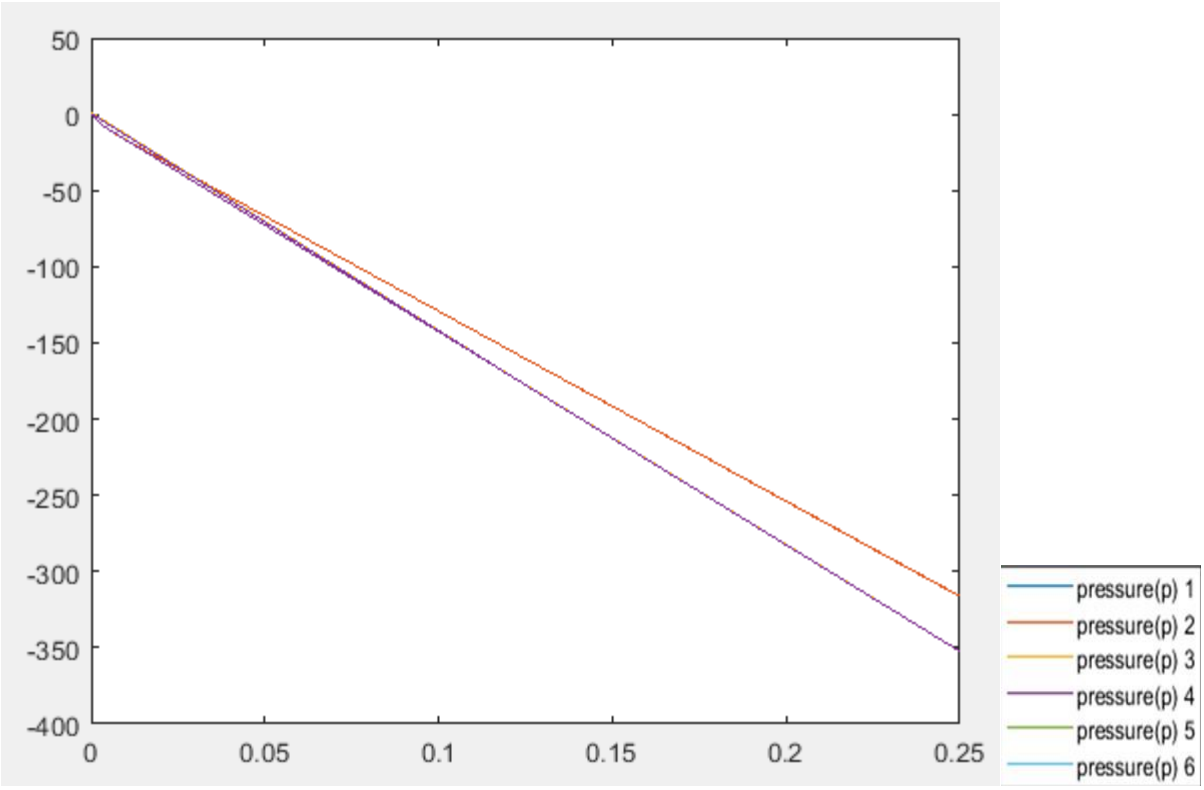
در مرحله اول به منظور آغاز تجزیه و تحلیل اطلاعات، ابتدا می بایست جئومتری انتقال داده شده از گمبیت به فلوئنت را به منظور مش بندی بررسی کنیم. در واقع در این مرحله، نودها و المان های مختلفی را از نظر سایز و اندازه بررسی می کنیم و در هر بار کانتور فشار را بدست می آوریم. تعداد شبکه های استفاده شده در مدل سازی، پس از اینکه استقلال محاسبات از تعداد شبکه بررسی گردید، تعداد شبکه در نظرگرفته شده برای مدل نهایی در جدول ٤-۱ نشان داده شده است. لازم به ذکر است که برای این کار از مدل نرمال و سیال نیوتنی استفاده شده است.

برای این کار مدل رگ شبیه سازی شده در حالت نرمال (بدون گرفتگی) را با مش های مختلف مورد بررسی قرار دادیم تا نتایج فشار آن ها را تعیین کنیم. فشار آورده شده در جدول زیر مربوط به فشار در نقطه انتهایی رگ، یعنی ۰/۲۵ متر می باشد. این نقطه، بیان کننده فشار در خروجی رگ می باشد.

حالات	تعداد مش	فشار (پاسکال)
Pressure1	187000	-350.28
Pressure2	407000	-352.021
Pressure3	275000	-351.941
Pressure4	363000	-352.16
Pressure5	440000	-352.078
Pressure6	489500	-352.063

جدول ٤-۱ - استقلال از مش در حالت فشار

همانطور که مشاهده می شود، از حالت پنجم به بعد، مقدار فشار با یک روند رو به ثابتی ادامه یافته که می توان نتیجه گرفت که تعداد نود ٤٤۰۰۰۰ مقداری نهایی برای شبکه بندی رگ خون می باشد. لازم به ذکر است که شبکه بندی بصورت مستطیلی و ساختاربندی شده می باشد.



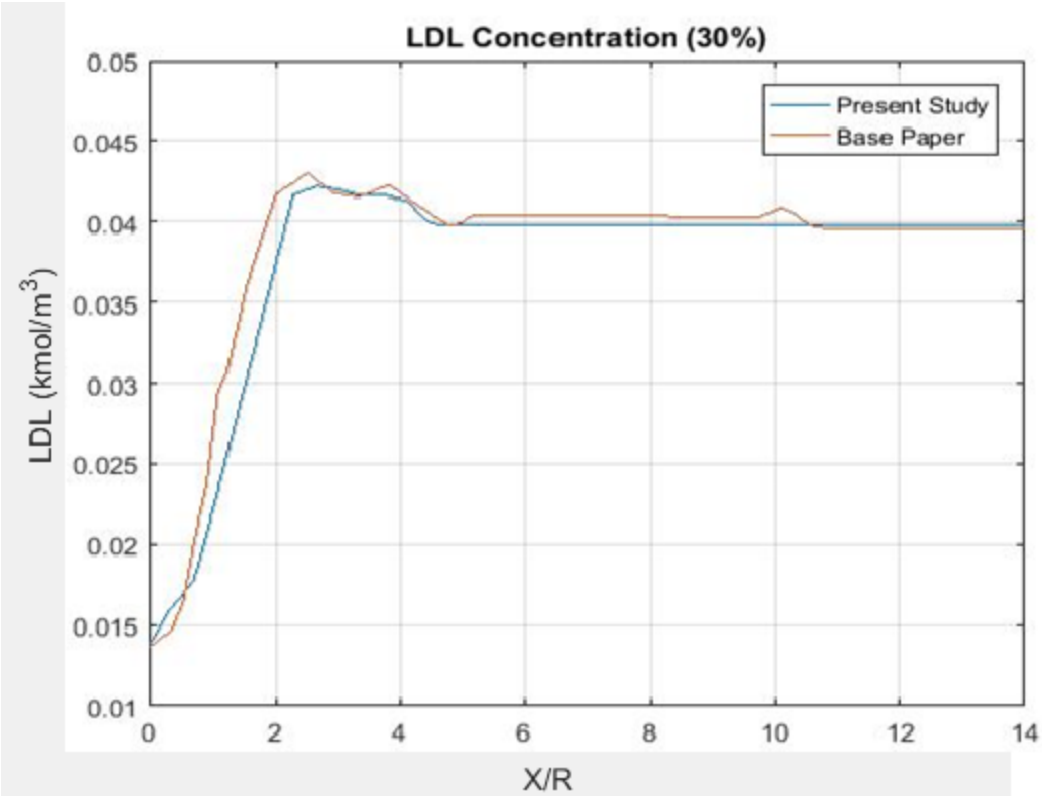
شکل٤-١: نمودار جدول استقلال از مش

توجه:در این پژوهش مودارهای تنش برشی به دلیل وجود چند دیوار از خود فلوئنت استخراج شده است.

٤-٢-اعتبارسنجی

به منظور اعتبارسنجی کار خود، مقاله ای را به عنوان مقاله مرجع انتخاب کرده تا کار خود را با کار آن مقایسه کنیم. در مقاله ای که نعمت الهی و همکاران در سال ۲۰۱۲ انتشار نموده اند(۲۵)، انتقال جرم ذرات ال دی ال در خون را بررسی نموده اند. در پژوهش آن ها، خون در مدل نیوتونی و غیر نیوتونی با گرفتگی های مختلف مورد بررسی قرار گرفته است. اکنون تحلیل انجام شده در کار خود را در دو حالت گرفتگی ۳۰ و ٦۰ درصد برای غلظت ال دی ال با سیال نیوتونی را مورد بررسی قرار می دهیم.

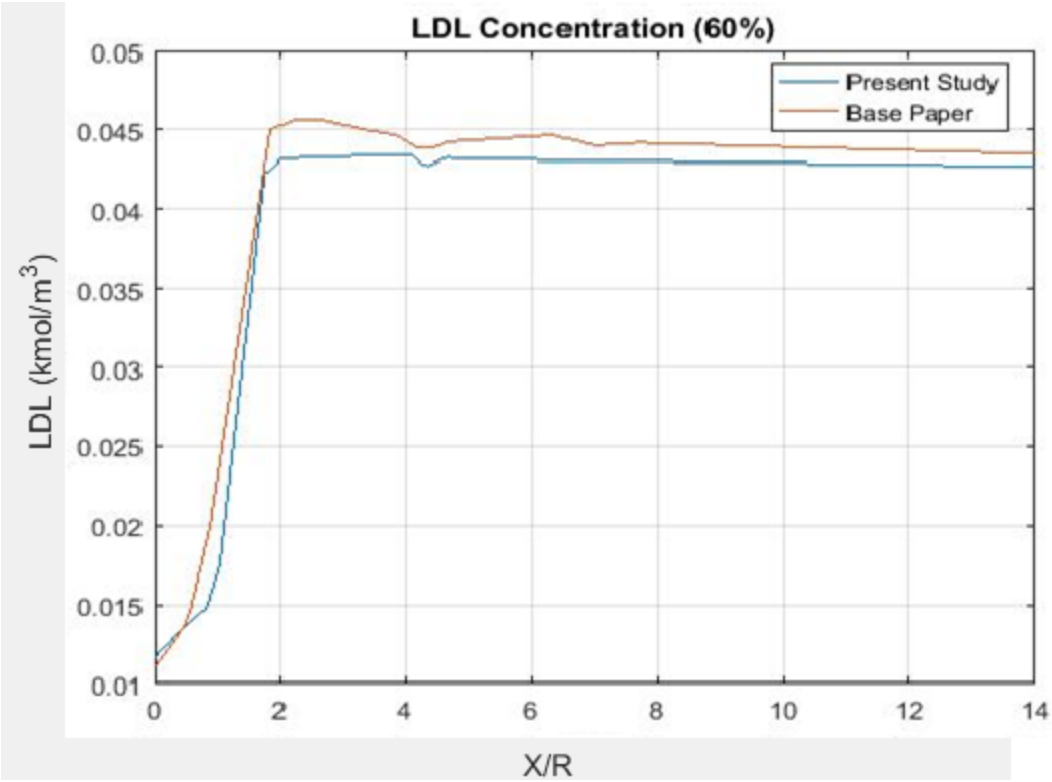
بر این اساس با توجه به شکل های ٤-٢ و ٤-٣ که مقایسه ای بین کار انجام شده در این پژوهش و کار انجام شده در مقاله مذکور می باشد، مشخص است که مقدار اختلاف بین این کارها بسیار اندک است که این موضوع می تواند تصدیقی بر تحلیل های انجام شده با توجه به سناریو های درنظر گرفته شده در این فصل باشد.



شکل ٤-٢: مقایسه تغییرات غلظت ال دی ال (گرفتگی ۳۰٪)

$\mathrm{LDL\ (kmol/m^3)}$

همانطور که در شکل ٤-٢ نشان داده شده است، میزان اختلاف بین نمودارها کم می باشد. میزان خطای اعتبارسنجی برای این حالت برابر با ۲/۲۱ درصد می باشد که خطای قابل قبولی است.

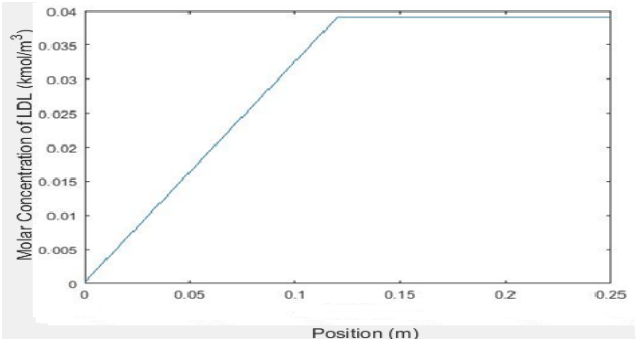


شکل ٤-٣: مقایسه تغییرات غلظت ال دی ال (گرفتگی ٦٠٪)

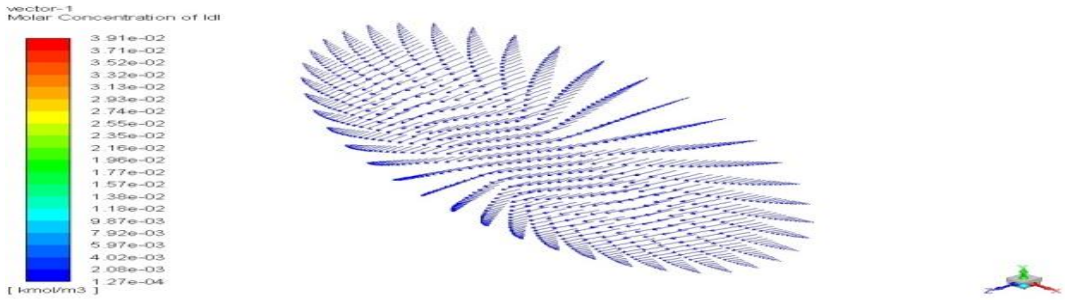
بر اساس مقایسه صورت گرفته شده برای غلظت سیال نیوتونی در گرفتگی ٦٠ درصد، میزان خطای صحی سنجی برابر با ٥/٧٨ درصد می باشد که این خطا نیز قابل قبول است.

٤-٣- رگ بدون گرفتگی با استفاده از سیال نیوتنی

٤-٣-١تغییرات غلظت ال دی ال:



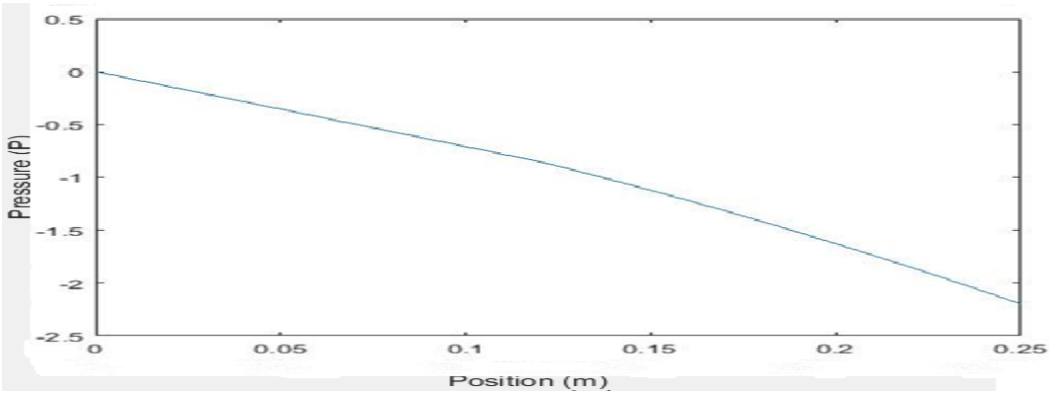
شکل ٤-٤:نمودار تغییرات ال دی ال در سرتاسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



شکل ٤-٥: بردار ورودی ال دی ال(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

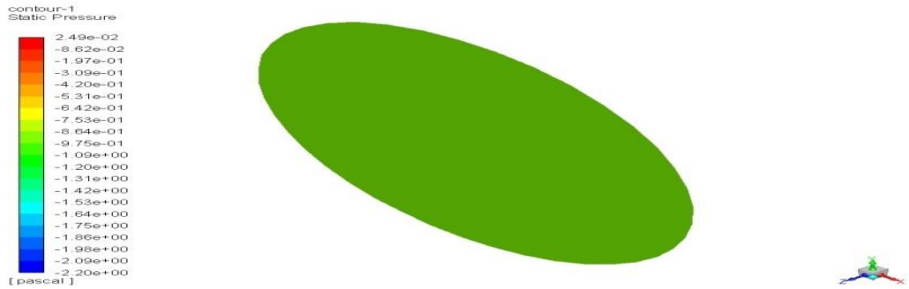
همانطور که مشاهده می شود تغییرات غلظت در طول رگ سیر صعودی داشته است و از میانه رگ به بعد، این تغییرات ثابت شده است.

٤-٣-٢- -تغییرات فشار:



شکل٤-٦: نمودار تغییرات فشار در سرتاسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

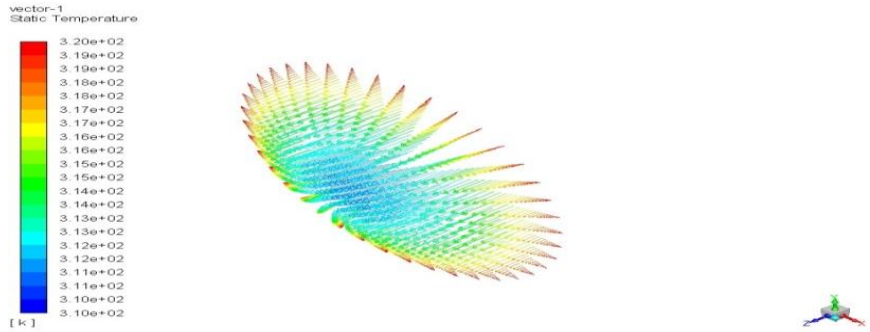
شکل ٤-٧: کانتور تغییرات فشار سراسری در سرتاسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



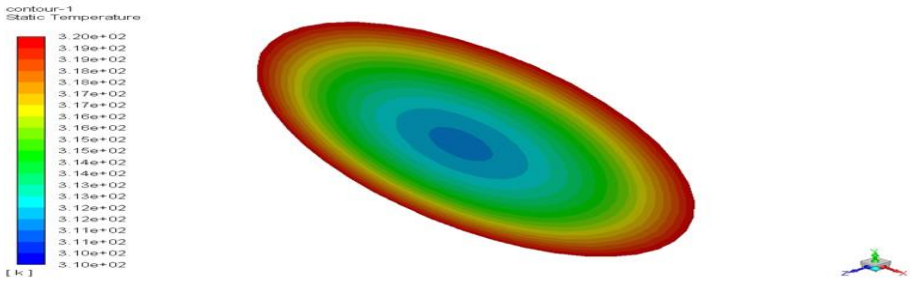
شکل٤-٨ :کانتور فشار در مرکز رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

فشار در مرکز رگ در حد میانه بوده و برابر با ۰/۹۸- پاسکال می باشد.

٤-۳-۳- دما :



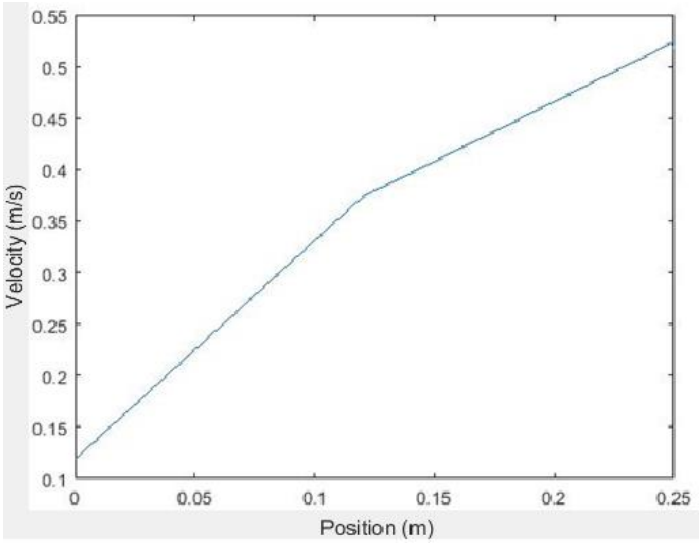
شکل٤-۹:بردار دما در مرکز رگ (نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



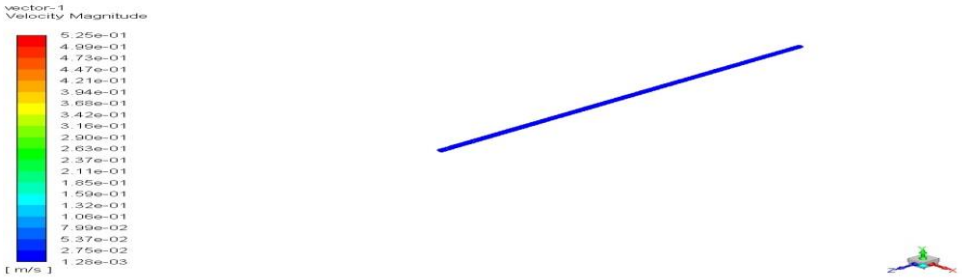
شکل٤-۱۰:کانتورخروجی دما(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

دما از پارامترهایی ایست که می تواند تغییرات قابل توجهی در طول رگ داشته باشد. از آن جا که حرارت می تواند سبب جداشدن ذرات ال دی ال از دیواره رگ شود، لذا دما در حول دیواره بیشترین مقدار ممکنه را دارد. بیشینه آن مقدار ۳۲۰ درجه کلوین در دیواره می باشد.

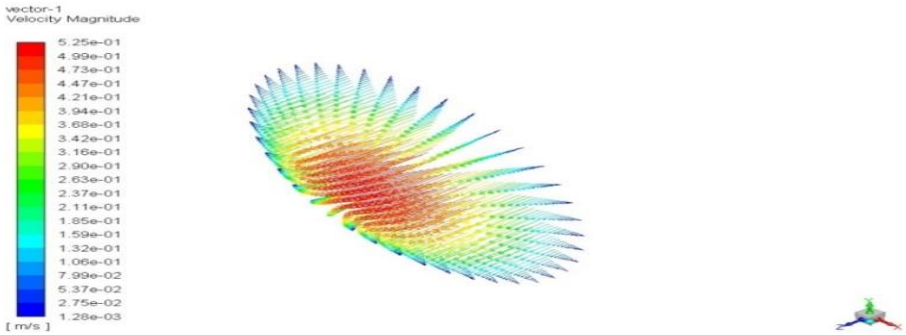
٤-٣-٤-تغییرات سرعت:



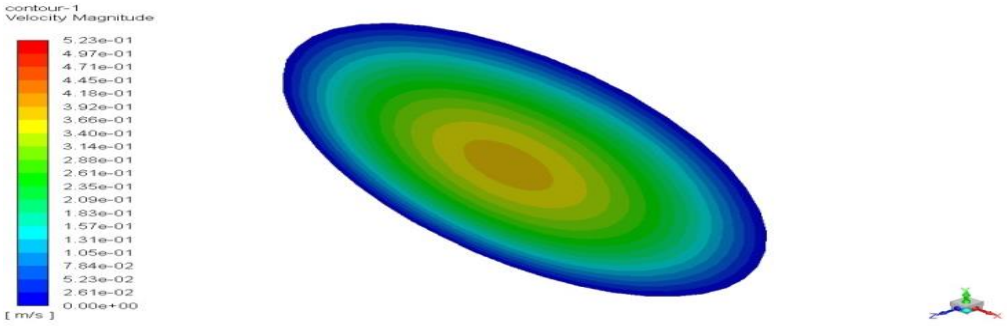
شکل٤-١١:نمودارتغییرات سرعت در سرتاسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



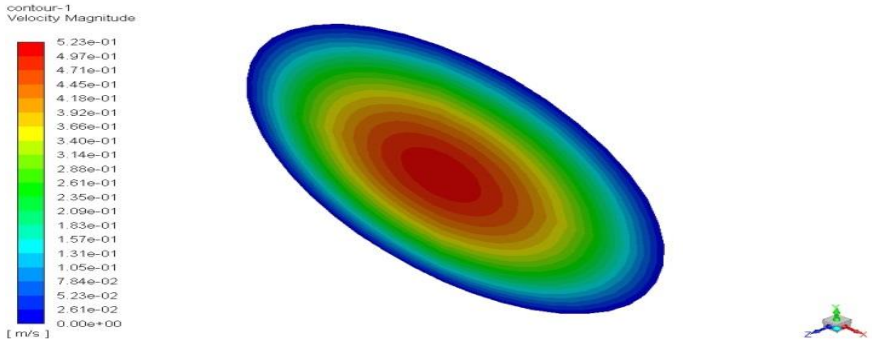
شکل٤-١٢:کانتور سرتاسری در تغییرات سرعت در سرتاسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



شکل ٤-١٣: بردار خروجی تغییرات سرعت(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



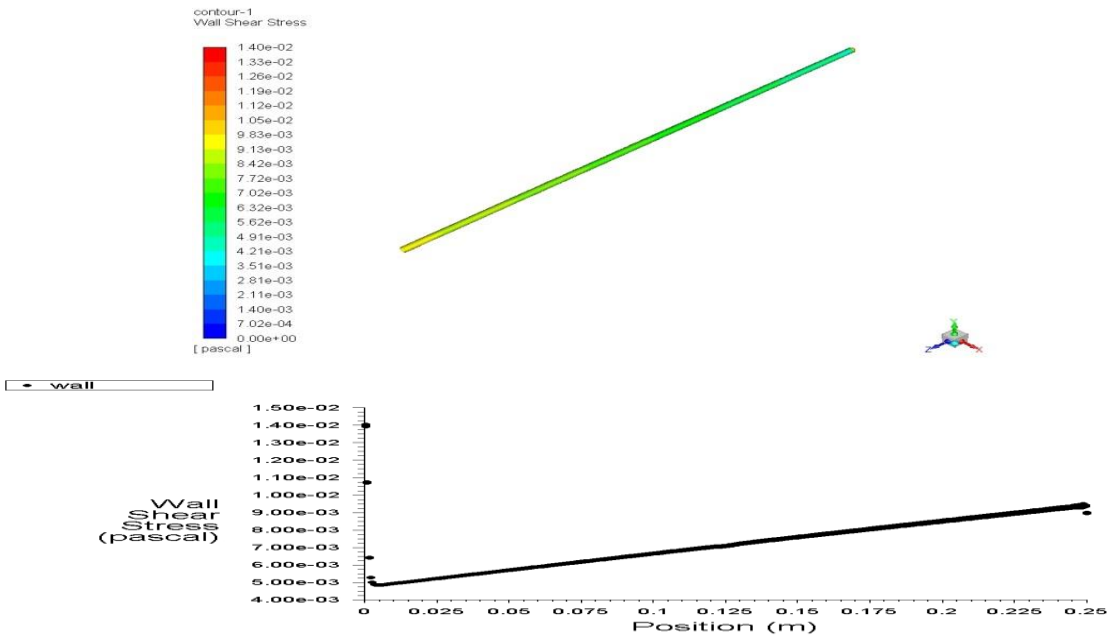
شکل٤-١٤:کانتور تغییرات سرعت در مرکز رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



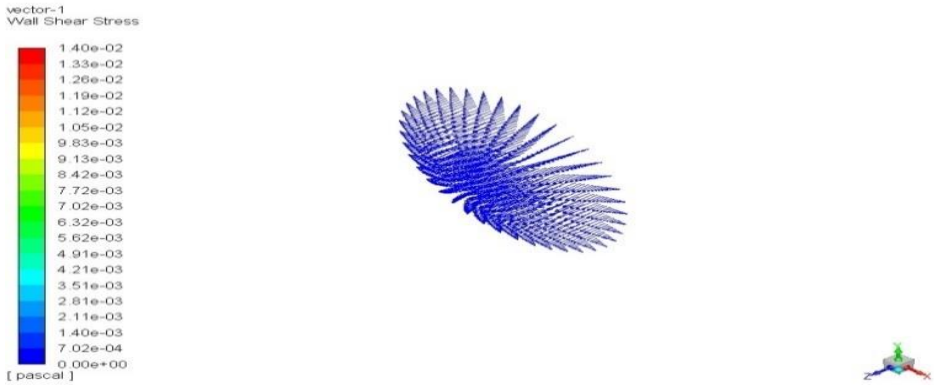
شکل٤-١٥:کانتور خروجی تغییرات سرعت در رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

یکی از مهمترین مواردی که در این شبیه سازی به آن پرداخته شد این است که با افزایش دما در دیواره رگ، و جداسازی ذرات ال دی ال از دیواره، سرعت بطور قابل ملاحظه ای افزایش یافته است. این مورد را می توان با مشاهده نمودار سرعت در سرتاسر رگ مشاهده نمود. دلیل این امر این است که با کاهش تعامل رگ و ال دی ال، اصطکاک ذرات با دیواره کاهش یافته که این امر منجر به افزایش سرعت در طول دیواره می شود.

٤-٣-٥- تغییرات تنش برشی:



شکل٤-١٦:نمودار و کانتور تغییرات سرتاسری تغییرات تنش برشی در سرتاسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



شکل٤-١٧: بردار ورودی تغییرات تنش برشی(نرمال سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

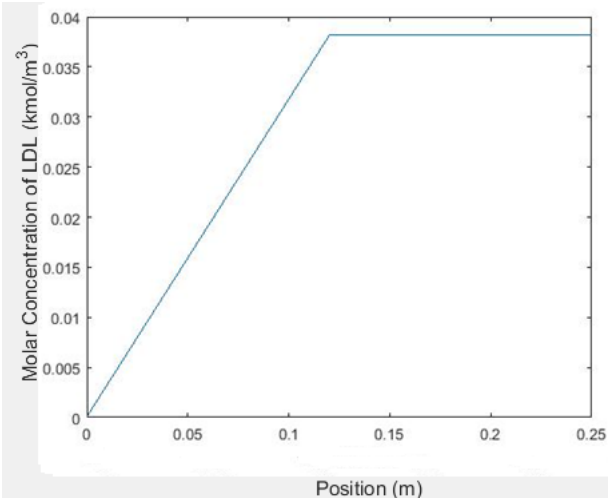
از موارد مهم دیگر در زمینه تجزیه و تحلیل اطلاعات می توان به توزیع تنش برشی اشاره نمود. درواقع افزایش تنش برشی، باعث کاهش دایروی بودن شکل سلولها شده و این موضوع تعداد سلولهای در حال تجزیه را افزایش میدهد. در شکل های فوق اثر کاهشی تنش برشی بر ضریب شکل نشان داده شده است. همانطور که مشاهده

می شود، با ثابت ماندن غلظت ال دی ال در طول دیواره، تغییرات تنش برشی نیز در طول دیواره نرخ نسبتا ثابتی دارد.

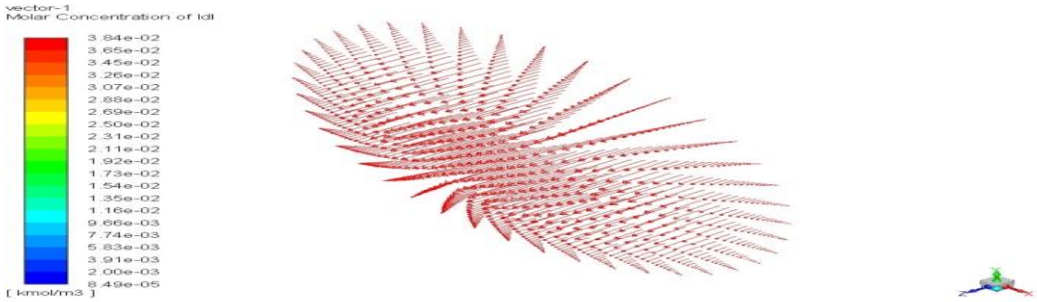
در این مرحله، از سه نوع سیال غیر نیوتونی مدل توانی (پاورلو)، مدل کاریو و مدل کراس با توجه به ویژگی های تعریف شده در فصل سوم استفاده کرده و رگ را مدل می کنیم.

٤-٤- رگ بدون گرفتگی با استفاده از سیال غیرنیوتنی کارئو:

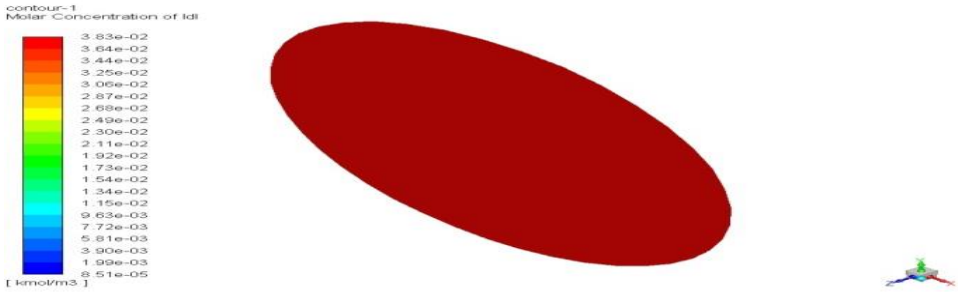
٤-٤-١-تغییرات غلظت ال دی ال:



شکل٤-١٨:نمودار تغییرات ال دی ال در سرتاسر رگ



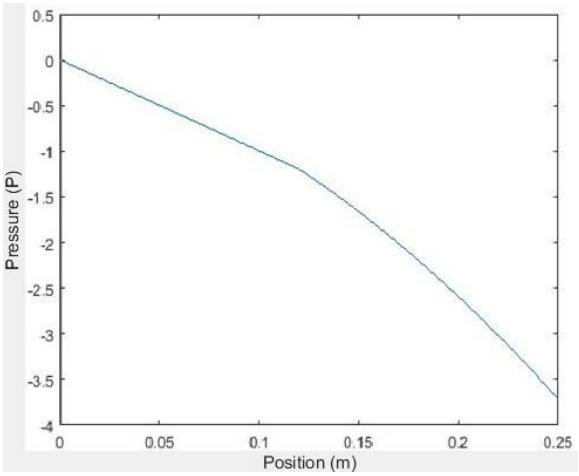
شکل٤-١٩:بردار ورودی تغییرات ال دی ال (نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)



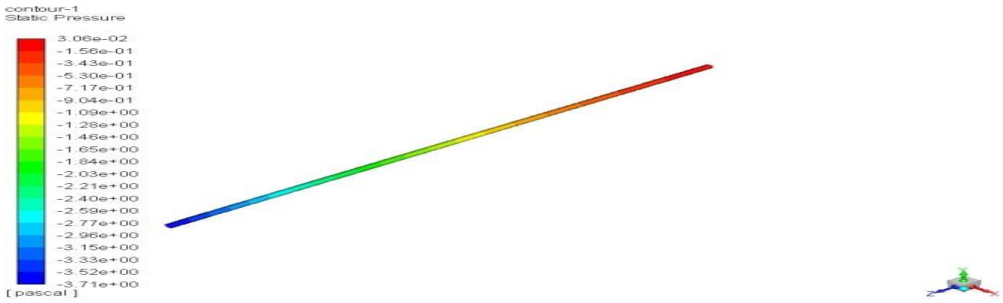
شکل٤-٢٠:کانتور خروجی تغییرات ال دی ال (نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)

در حالت استفاده از سیال غیرنیوتونی کارئو، مشاهده می شود که تغییرات غلظت ال دی ال نسبت به حالت نرمال تفاوت محسوسی داشته است. زیرا سیال نیوتونی کارئو سبب افزایش دما تغییرات غلظت نسبتاً کمی نسبت به حالت نرمال شده است.

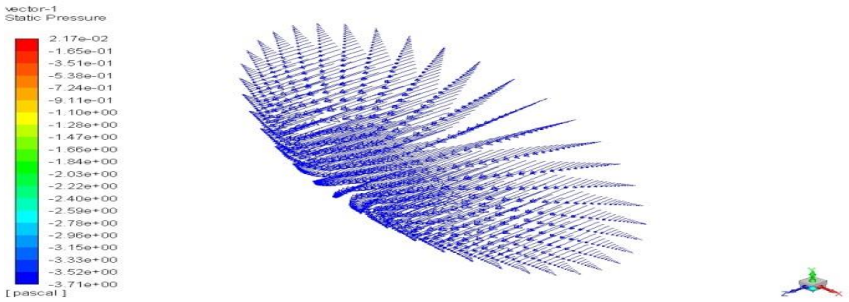
٤-٤-٢-تغییرات فشار:



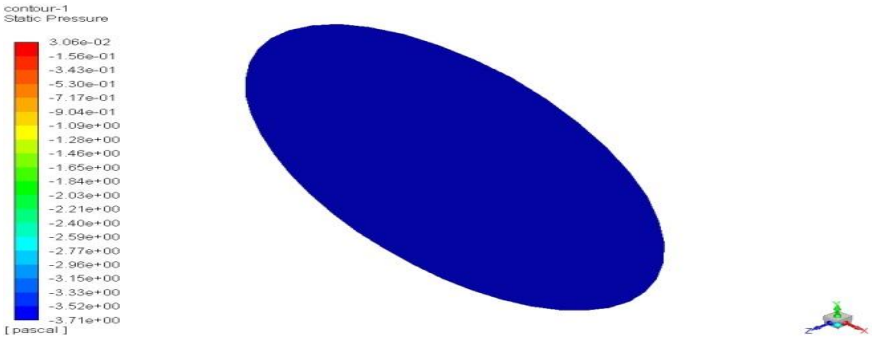
شکل٤-٢١: نمودار تغییرات فشار در سرتاسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)



شکل٤-٢٢: کانتور سرتاسری فشار در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)



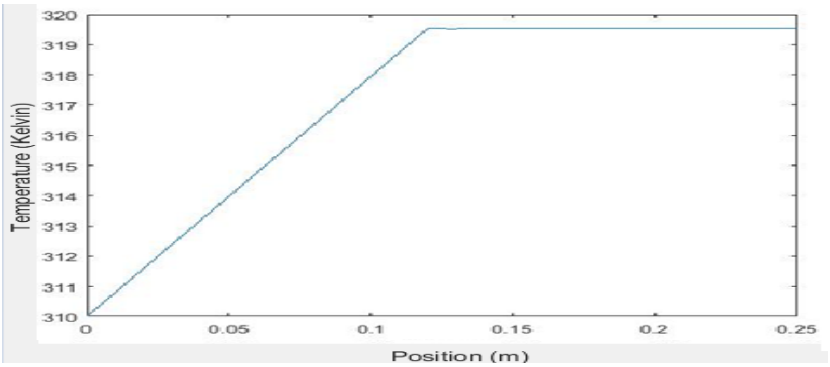
شکل٤-٢٣: بردار فشار در خروج از رگ (نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)



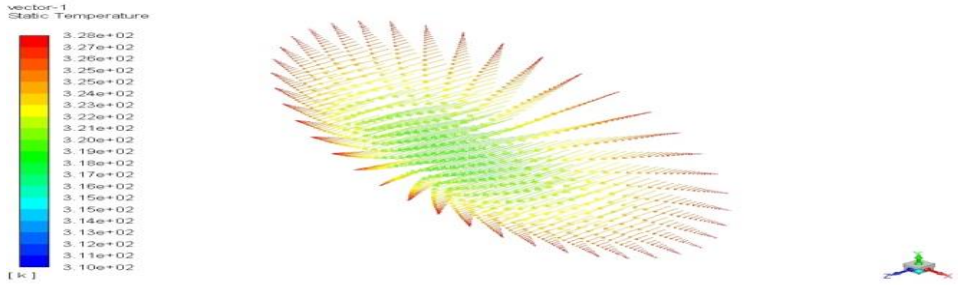
شکل٤-٢٤:کانتور خروجی فشار(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)

همانند استفاده از سیال نیوتونی، در صورت استفاده از سیال کارئو، فشار خروجی در رگ به کمترین مقدار خود رسیده که این امر ناشی از وجود ذرات ال دی ال در رگ وتجزیه لیپیدهای چربی و افزایش سرعت می باشد.

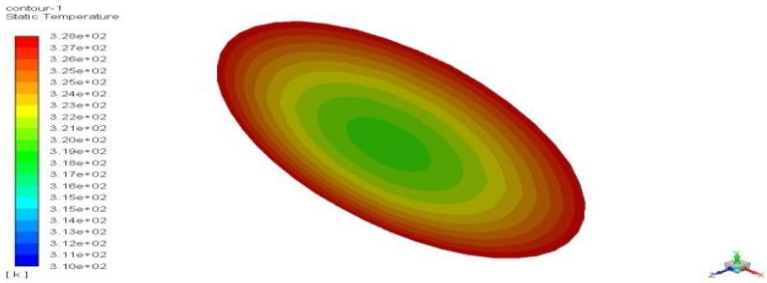
٣-٤-٤-تغییرات دما :



شکل ٤-٢٥: نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)



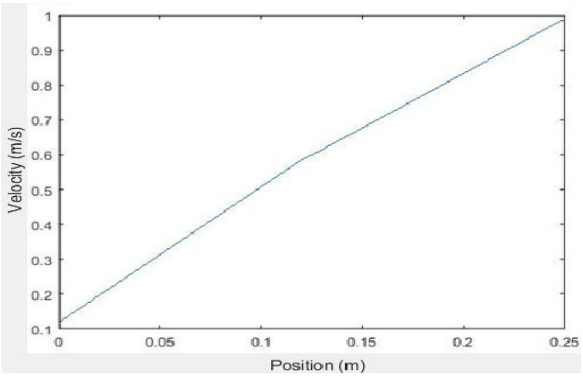
شکل٤-٢٦: بردار دما در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)



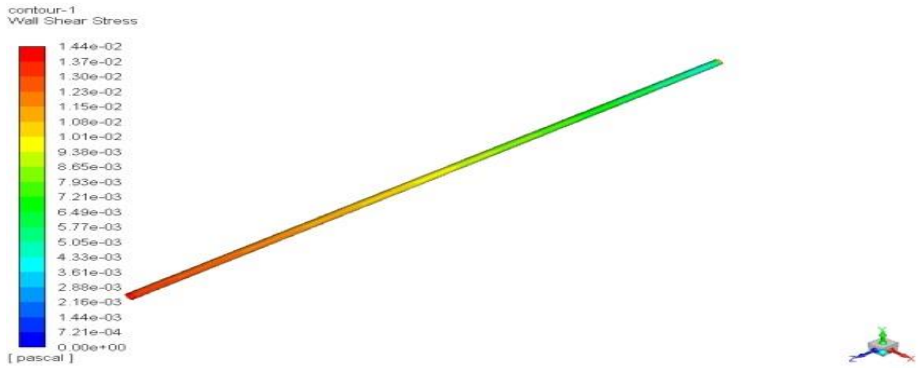
شکل٤-٢٧:کانتور دما در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)

بر اساس نتایج آمده از آنالیز دما، مشاهده می شود که با گذشت زمان ، در طول رگ دما افزایش یافته که این مقدار در بیشترین حالت برابر با ۳۲۸ درجه کلوین می باشد. بدیهی است که بیشترین مقدار در دورتا دور رگ اتفاق می افتد.

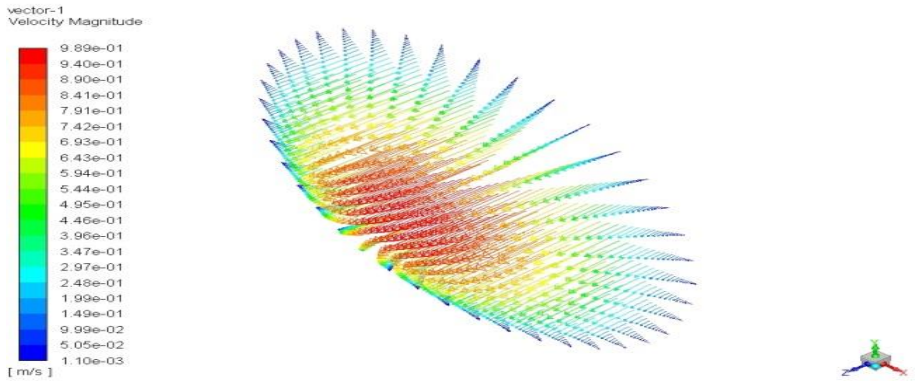
٤-٤-٤ -تغییرات سرعت :



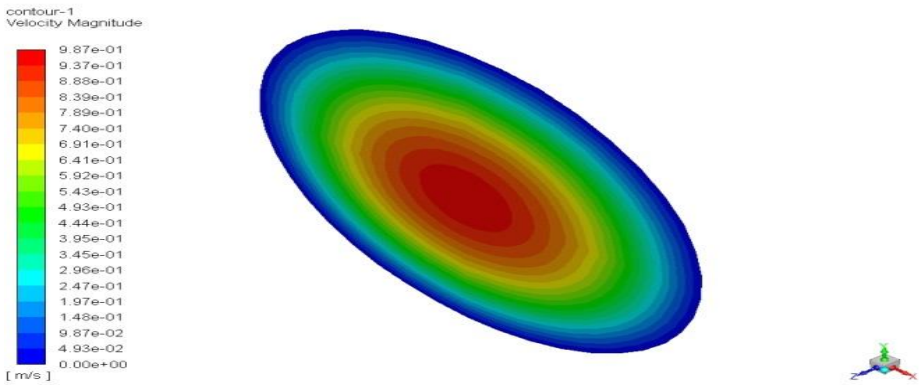
شکل ٢٨-٤: نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)



شکل ٤-٢٩ : تغییرات سرتاسری سرعت در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)



شکل٤-٣٠: بردار سرعت در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)

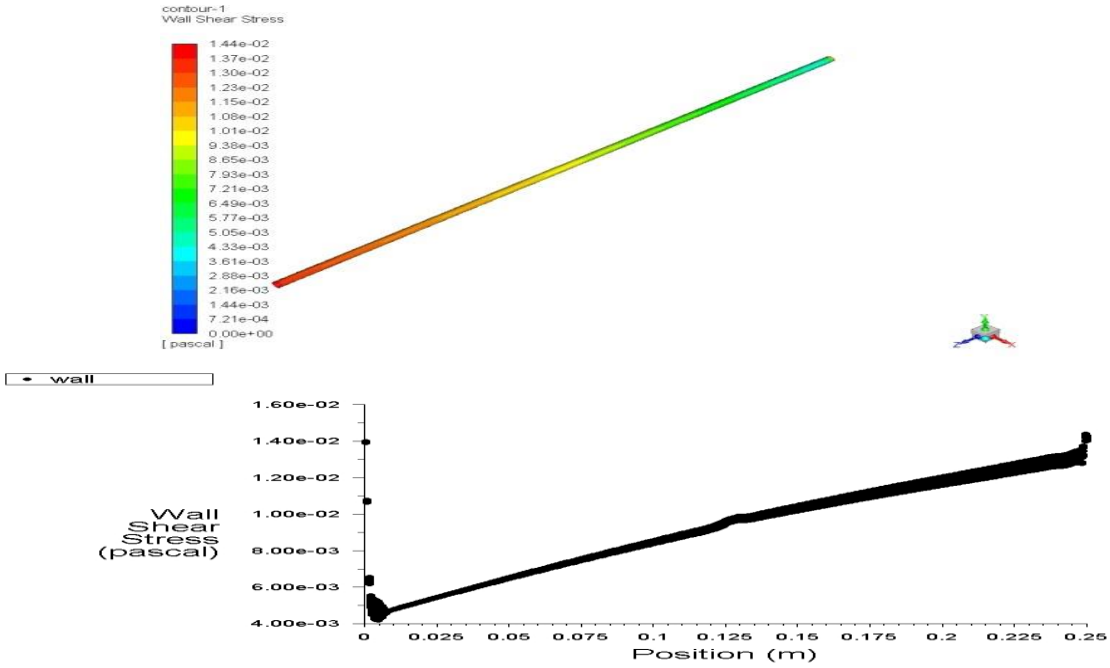


شکل٤-٣١:کانتور سرعت در مقطع خروجی از رگ (نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)

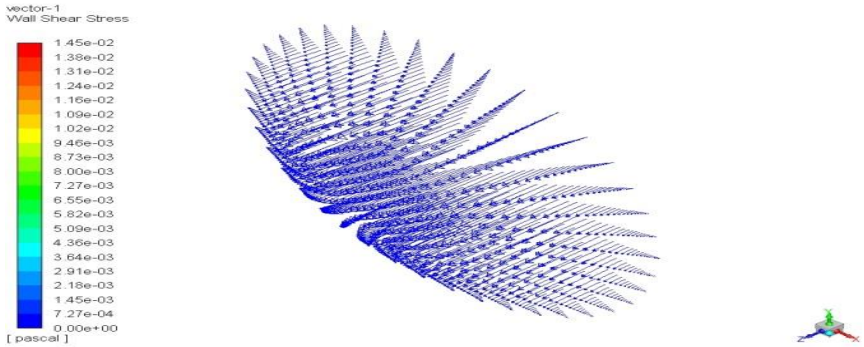
همانطور که در تحلیل دمایی رگ نشان داده شد، دما در دورتادور رگ افزایش یافته که این افزایش دما سبب تجزیه ذرات چربی و به تبع آن ال دی ال ها شده که این امر منجر به کاهش اصطکاک ذرات چربی به دیواره

و افزایش سرعت سیال می شود. این موضوع را می توان در شکل ٤-٢٧ و ٤-٣١ مشاهده نمود که سرعت افزایش یافته است.

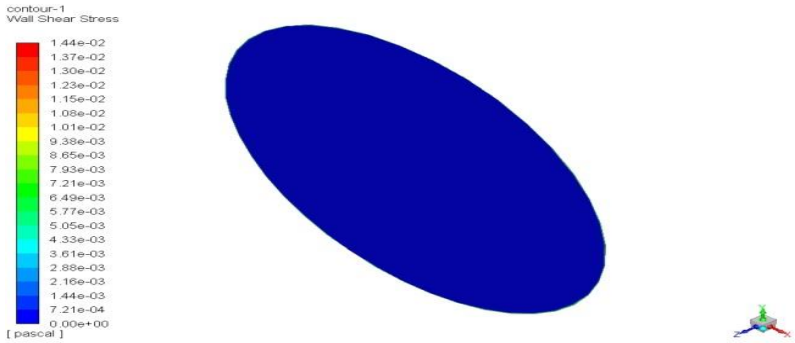
٤-٤-٥تغییرات تنش برشی دیواره :



شکل٤-٣٢:نمودار و کانتور تغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سرتاسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)



شکل٤-٣٣: بردار تنش برشی در مقطع ورودی دیواره(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)

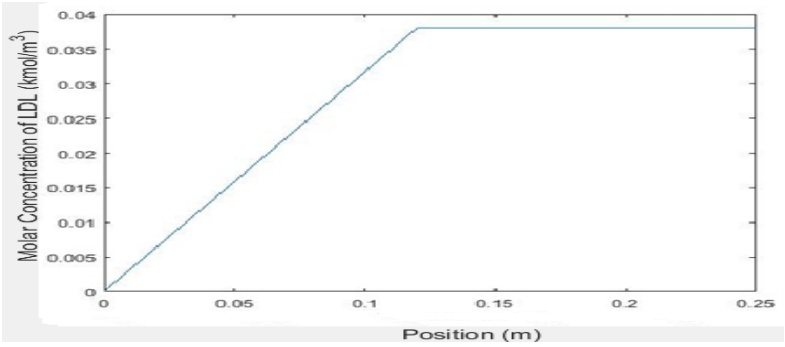


شکل٤-٣٤ :بردار خروجی تنش برشی دیواره(نرمال سرعت دینامیکی-کاریو)

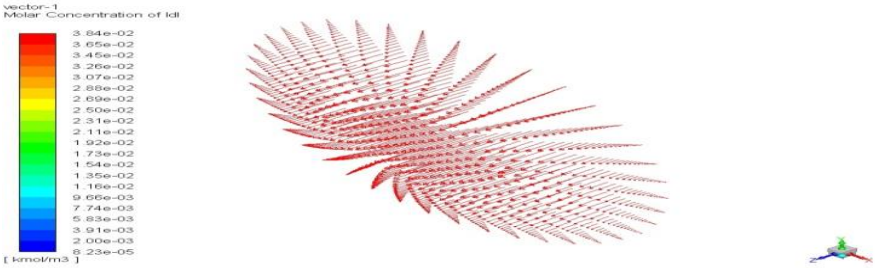
تنش برشی دیواره تابعی از دمای وارده بر رگ می باشد، هرچه دما افزایش یابد تنش برشی دیواره افزایش می یابد. از منحنی های فوق میتوان نتیجه گرفت که هر چه مقدار تنش برشی در بخشی از دیواره رگ کمتر باشد، این بخش، برای نفوذ ذرات LDL مستعدتر خواهد بود.

٤-٥ -رگ بدون گرفتگی با استفاده از سیال نیوتنی کراس:

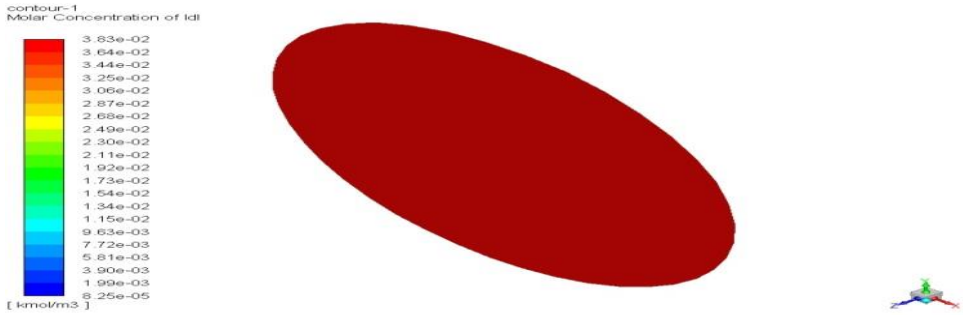
٤-٥-١-تغییرات غلظت ال دی دل در رگ :



شکل٤-٣٥:نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس)



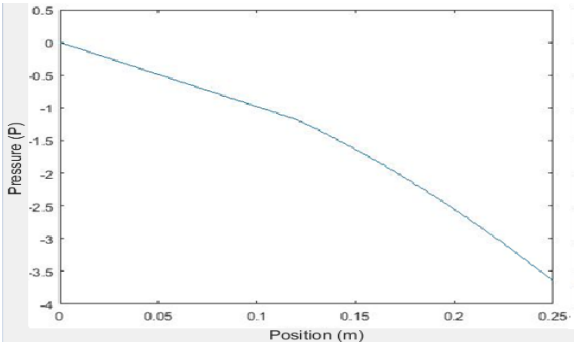
شکل٤-٣٦: بردار غلظت ال دی ال در مقطع ورودی(نرمال سرعت دینامیکی-کراس)



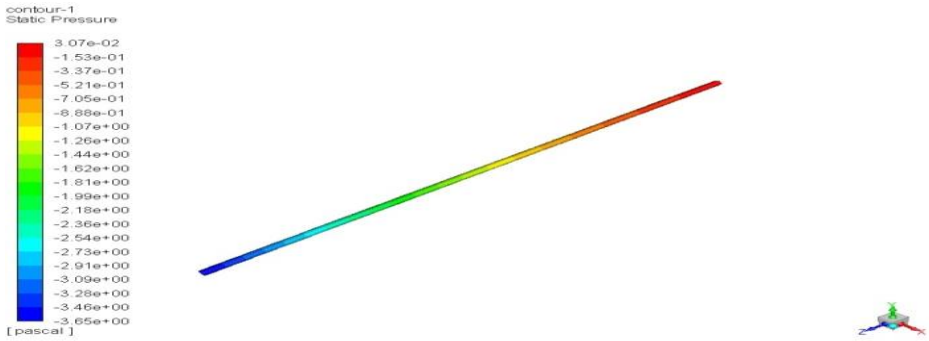
شکل٤-٣٧: کانتورغلظت ال دی ال در مقطع خروجی(نرمال سرعت دینامیکی-کراس)

از تصاویر مربوط به تغییرات غلظت چربی (ال دی ال) چنین برداشت می شود که با تغییر سیال مورد استفاده، ال دی ال نیز تغییر می کند. با مقایسه سیال غیر نیوتونی کراس نسبت به کارئو مشخص می شود که در حالت کراس کمترین تغییرات غلظت رادارد. برای حالت کراس، بیشترین تغییرات غلظت در محدوده ۰/۰۳٦ کیلومول بر متر مکعب بوده است.

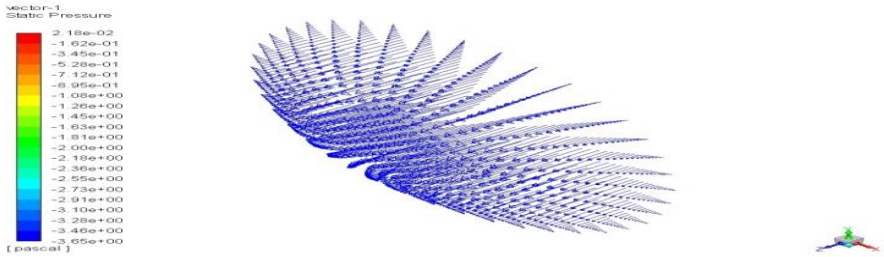
٤-٥-٢-تغییرات فشار:



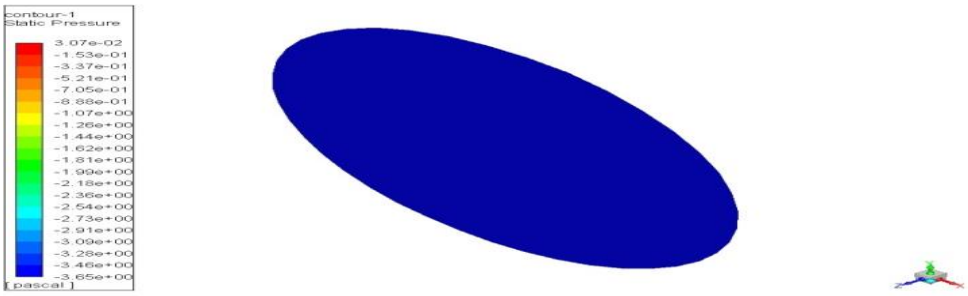
شکل٤-٣٨:نمودار تغییرات فشار (نرمال سرعت دینامیکی-کراس)



شکل٤-٣٩: کانتور تغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس)

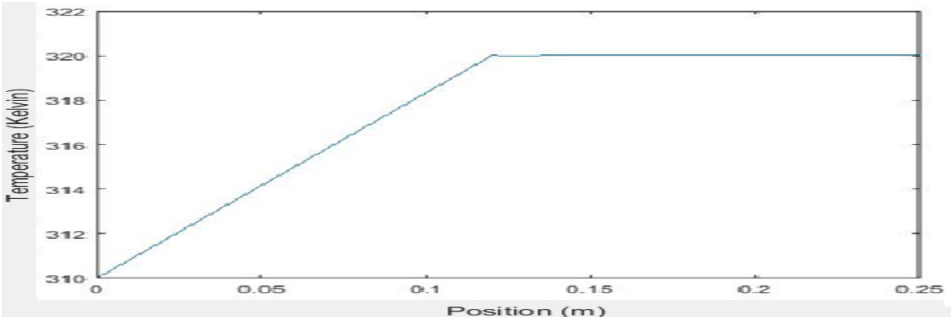


شکل٤-٤٠ : بردار تغییرات فشار در مقطع خروجی(نرمال سرعت دینامیکی-کراس)

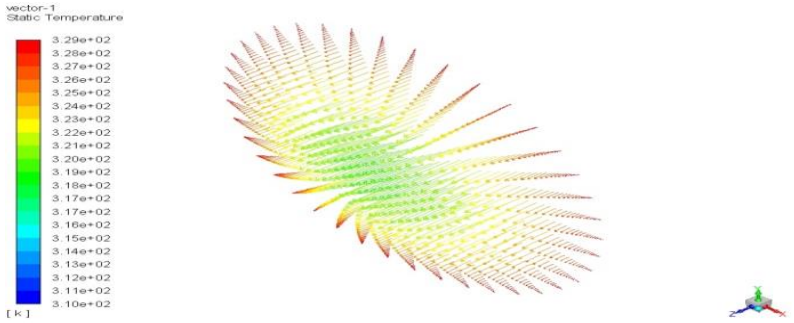


شکل٤-٤١ :کانتور تغییرات فشار در مقطع خروجی(نرمال سرعت دینامیکی-کراس)

٤-٥-٣-تغییرات دما :

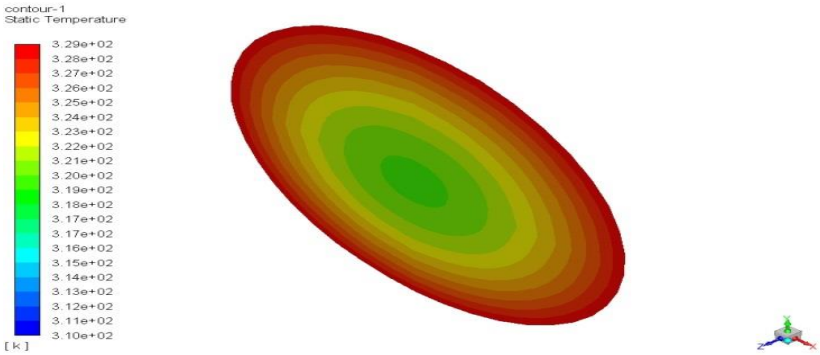


شکل٤-٤٢:نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس)



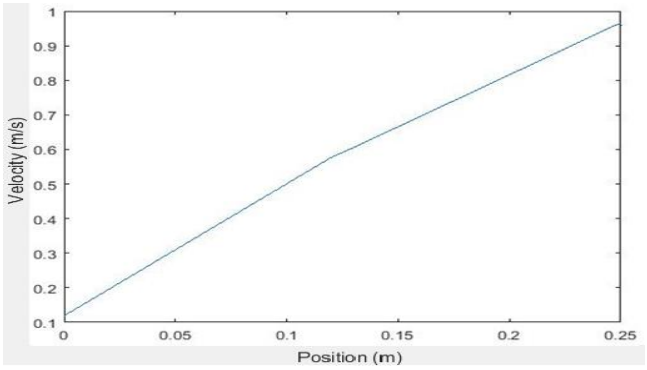
شکل٤-٤٣ : بردار تغییرات دما در مقطع خروجی(نرمال سرعت دینامیکی-کراس)

تغییرات دمایی در دیواره ها همانند شکل ٤-٤٤ در دیواره ها بیشینه بوده ودر مرکز کمینه بوده ، مقدار بیشینه آن۳۲۹ درجه کلوین و در مرکز رگ رگ در محدوده ۳۱۰درجه کلوین می باشد.

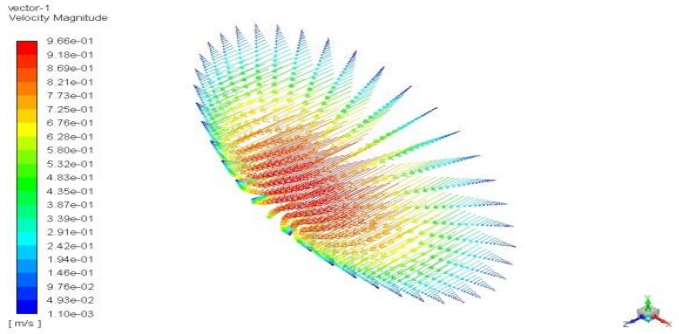


شکل٤-٤٤ : کانتور تغییرات دما در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس)

٤-٥-٥-تغییرات سرعت :

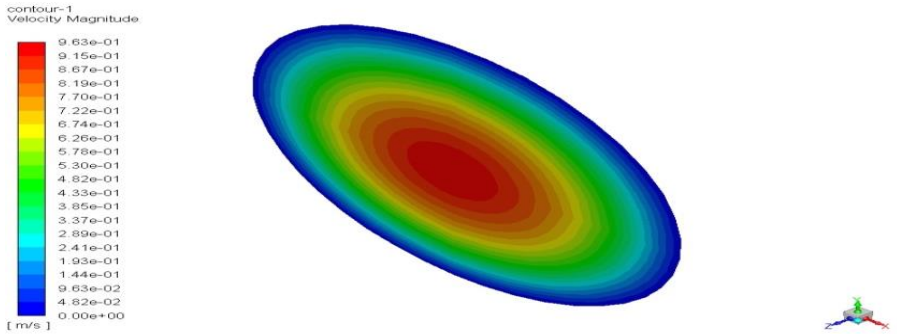


شکل٤-٤٥:نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس)



شکل ٤-٤٦ : بردار تغییرات سرعت در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس)

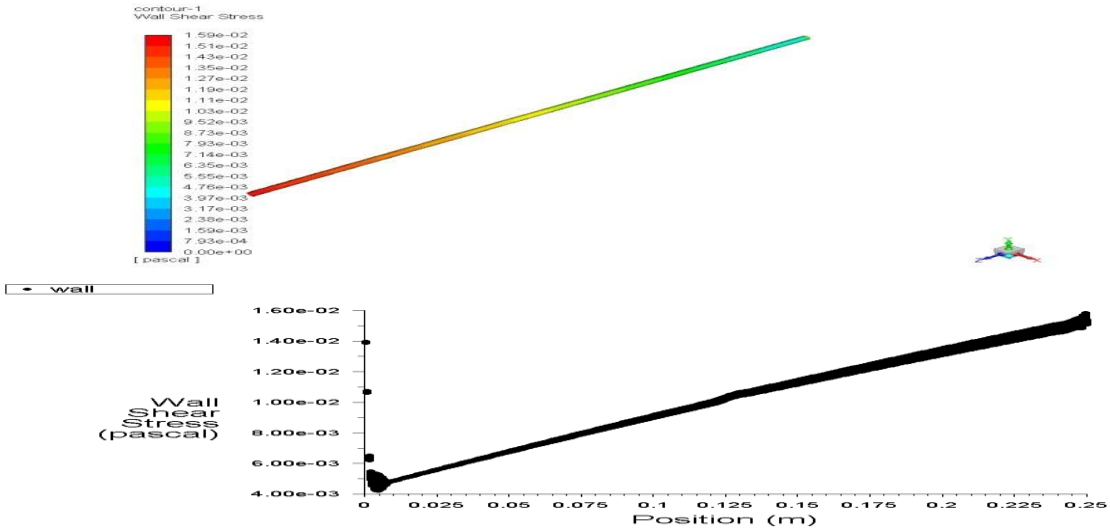
سرعت در رگ در مقطع خروجی بیشینه هست ولی در انتهای رگ ثابت می شود ، که درمرکز رگ به مقدار درانتهای رگ به میزان ۰/۹٦٦ متر برثانیه می باشد دلیل افزایش سرعت تجزیه لیپیدهای چربی در دیواره رگ می باشد.



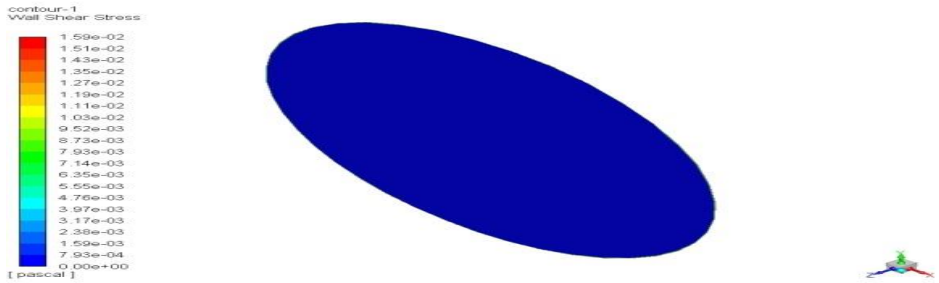
شکل ٤-٤٧: کانتور تغییرات سرعت در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس)

سرعت در مرکز بیشینه بوده ودر مقطع خروجی در مرکز۰/۹٦ متر برثانیه می باشد. دیواره ها کمترین سرعت را دارد زیرا با افزایش دما در دیواره سرعت و غلظت را کاهشی کرده و تنش برشی را در دیورا ها ها بالا برده ایم .

٤-٥-٥-تنشی برشی دیواره :



شکل٤-٤٨: نمودار و کانتورتغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سرتا سر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-کراس)

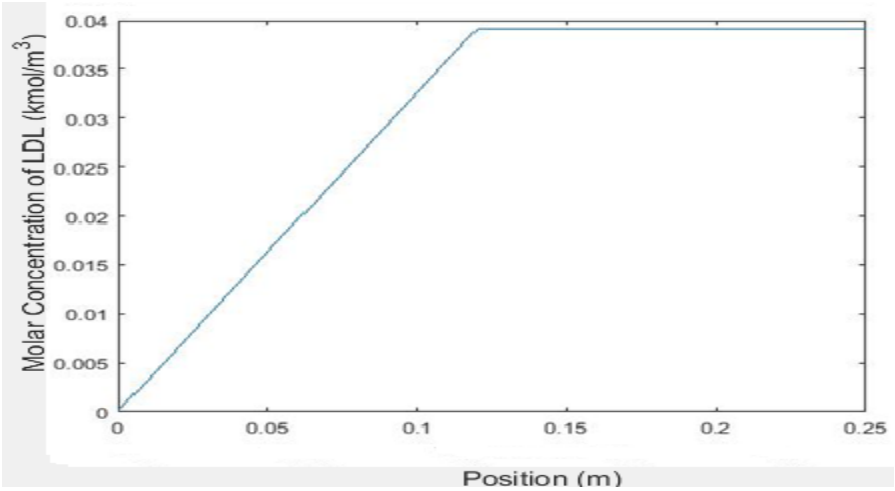


شکل ٤-٤٩: کانتور تغییرات تنش برشی در مقطع خروجی (نرمال سرعت دینامیکی-کراس)

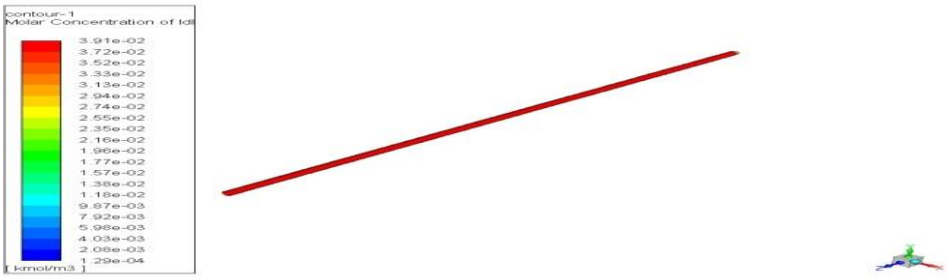
تغییرات تنش برشی در این مقطع مرکز لوله کمی افزایش یافته و سپس افزایشی شده و ودر انتها ثابت می شود . بیشترین تنش برشی در محدوده ۰/۰۱۵۹ پاسکال درانتها می باشد.

٤-٦-رگ بدون گرفتگی با استفاده از سیال غیرنیوتنی پاورلو

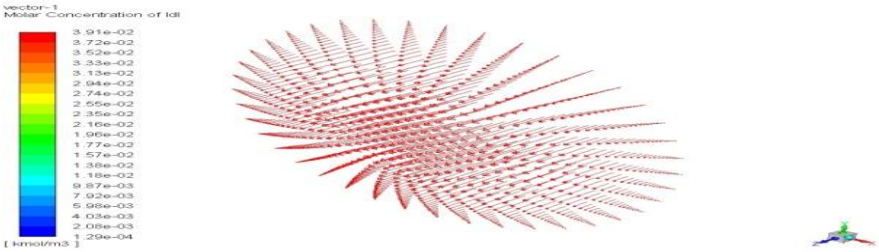
٤-٦-١-تغییرات غلظت ال دی ال در رگ :



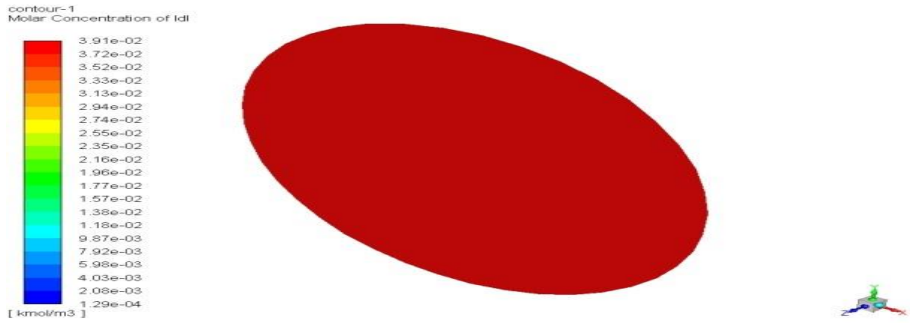
شکل٤-٥٠ :نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)



شکل ٤-٥١ :تغییرات سرتاسری غلظت ال دی ال در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)



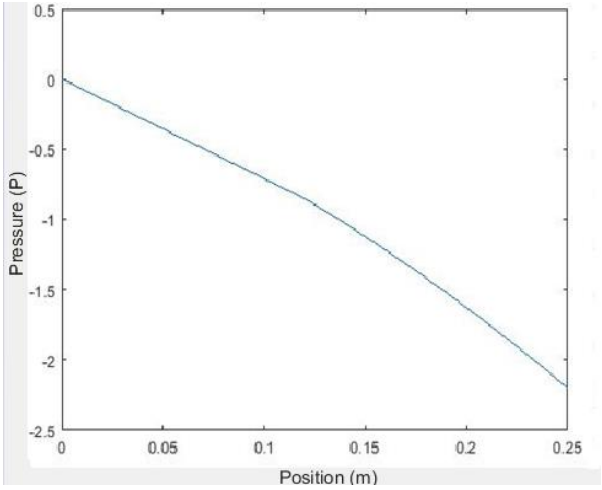
شکل٤-٥٢: بردار تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)



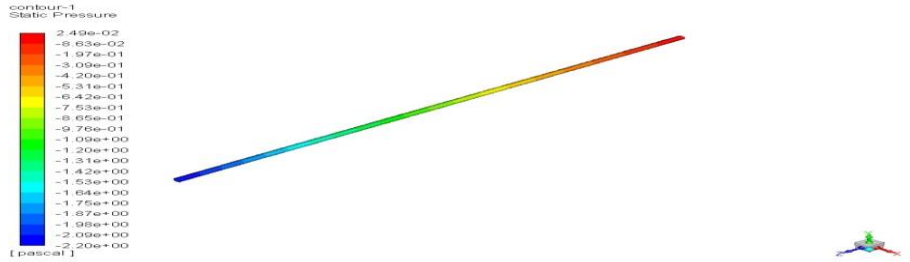
شکل ٤-٥٣ : کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)

بر اساس شکل های ٤-٥٠ تا ٤-٥١ ، مشخص است که تغییرات غلظت تا میانه رگ به صورت صعودی افزایش یافته، تا در نهایت به حد ثابتی رسیده و تا انتهای رگ بدون تغییر باقی می ماند. این مقدار برابر با ۰/۰۳۸ کیلومول بر مترمکعب است.

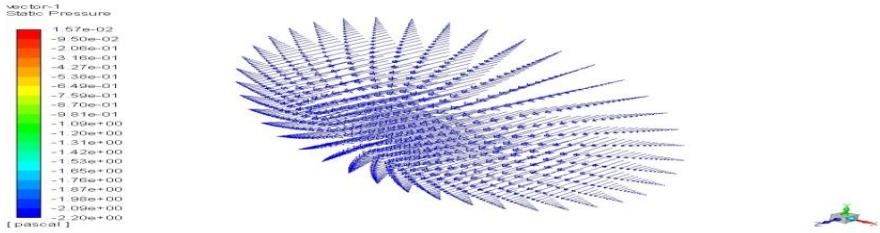
٤-٦-٢ - تغییرات فشار :



شکل٤-٥٤: نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)

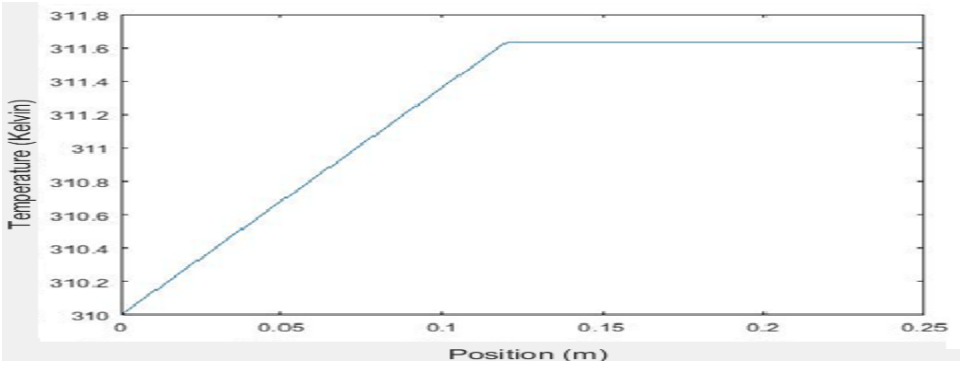


شکل ٤-٥٥ : تغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)

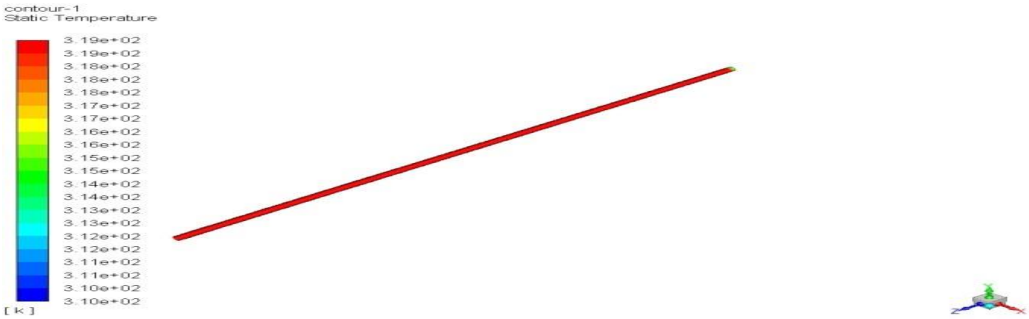


شکل ٤-٥٦ : بردار تغییرات فشار در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)

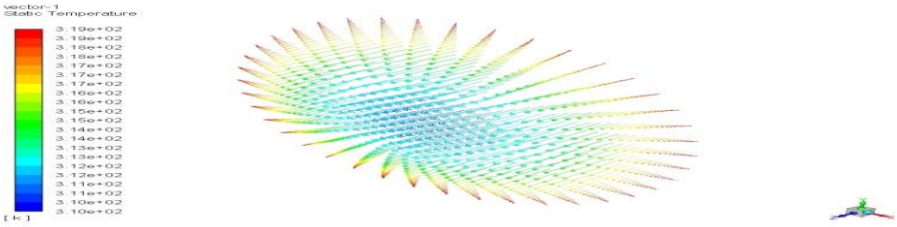
٣-٦-٤ – تغییرات دما :



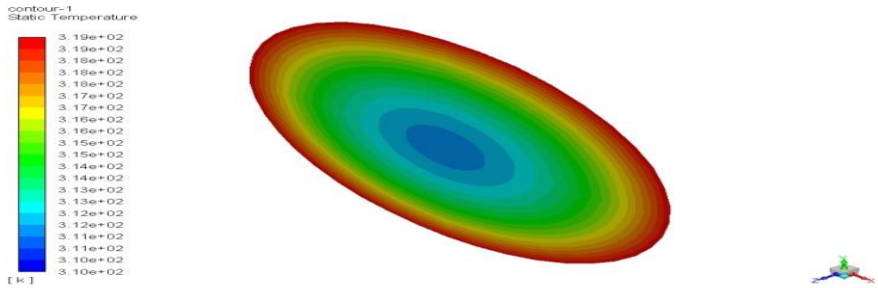
شکل٤-٥٧ :نمودار تغییرات دما در سراسر رگ



شکل ٤-٥٨ :نمودار تغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)



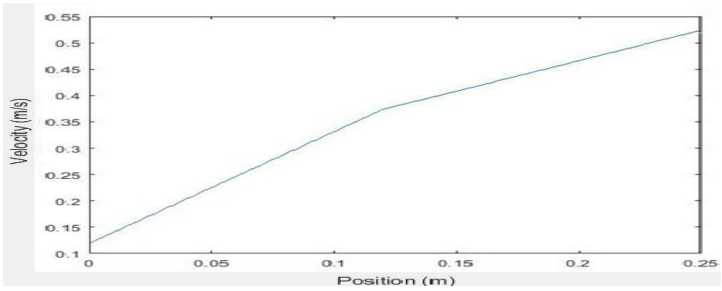
شکل٤-٥٩ :بردار تغییرات دما در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)



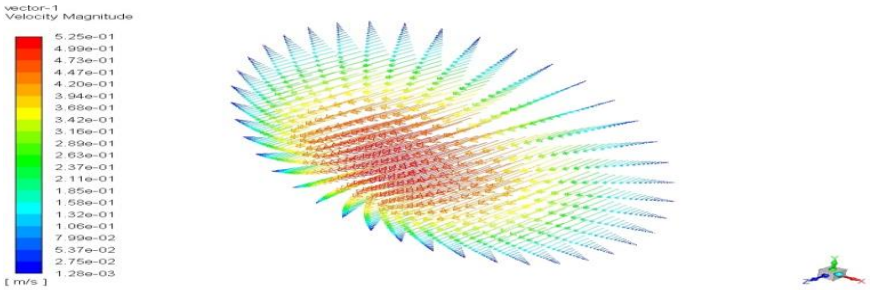
شکل٤-٦٠:کانتور تغییرات دما در مقطع خروجی از رگ (نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)

دمای متغیر در کل رگ برای این حالت در کل رگ برابر با ۳۱۰ تا ۳۱۹ درجه کلوین می باشد که این بیشترین دما در مقطع خروجی و در دورتادور رگ است. طبیعی است که کمترین دما نیز در مرکز رگ وجود دارد که برای مقطع خروجی برابر با ۳۱۰ درجه کلوین می باشد.

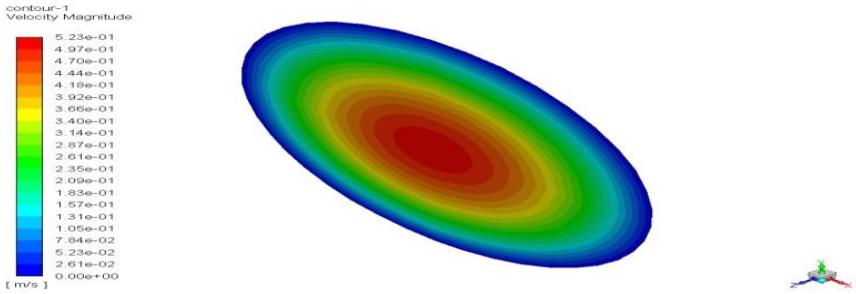
٤-٦-٤-تغییرات سرعت :



شکل٤-٦١ :نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)



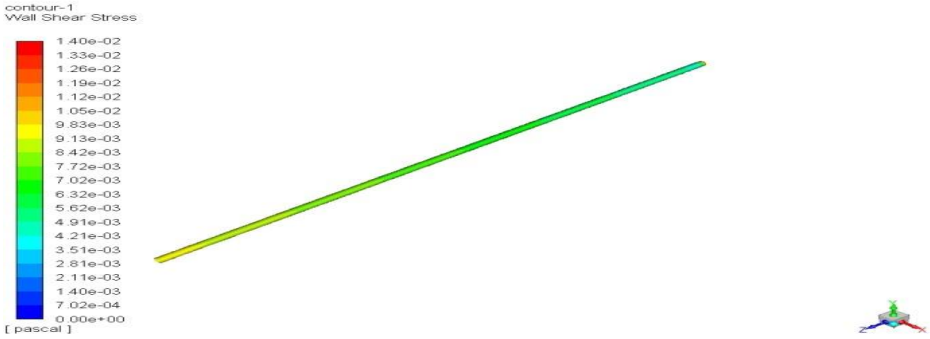
شکل٤-٦٢ : بردار تغییرات سرعت در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)



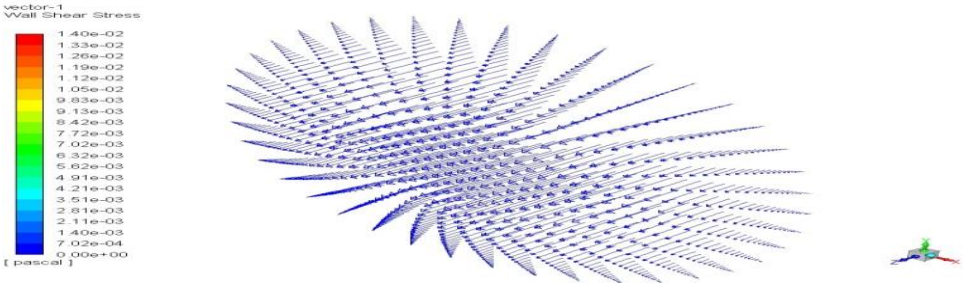
شکل٤-٦٣ :کانتور تغییرات سرعت در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)

سیال پاورلو یا به عبارت دیگر سیال توانی که نمونه ای از سیالات غیر نیوتونی می باشد، نسبت به سیالات دیگر تاثیر کمتری بر غلظت چربی ها دارد. این موضوع را می توان علاوه بر مقایسه نتایج غلظت و سرعت این سیال با سیالات دیگر مشاهده نمود.

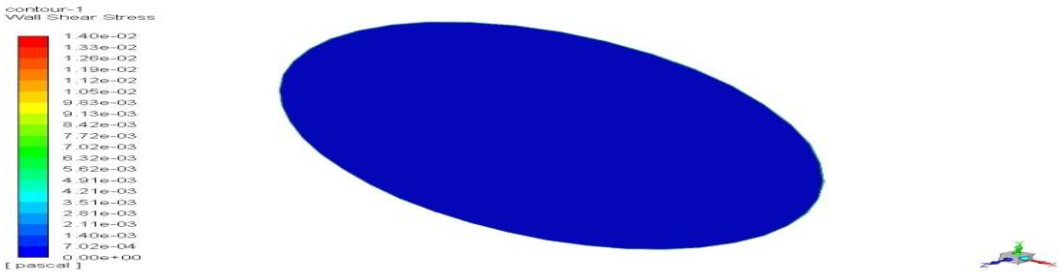
٤-٦-٥-تغییرات تنش برشی دیواره :



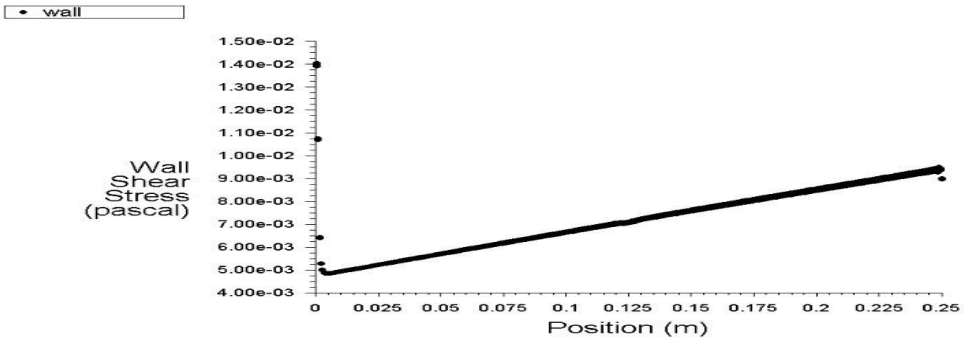
شکل٤-٦٤ :تغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)



شکل٤-٦٥ :بردارتغییرات تنش برشی دیواره در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)



شکل٤-٦٦ : کانتور تغییرات تنش برشی دیواره در مقطع خروجی از رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)

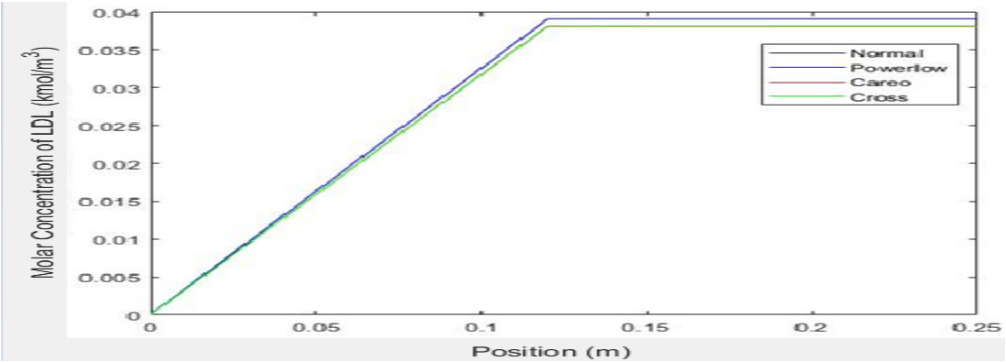


شکل ٤-٦٧: نمودار تنش برشی در سراسر رگ(نرمال سرعت دینامیکی-پاورلو)

همانطور که در ٤-٦٤ و ٤-٦٧ مشاهده می شود تنش برشی دیواره در مرکز یک کاهش ناچیزی داشته و سپس روند افزایشی پیدا کرده و در انتها ثابت میشود . ودر انتها در محدوده ٠/٠٠١٤ پاسکال می باشد.

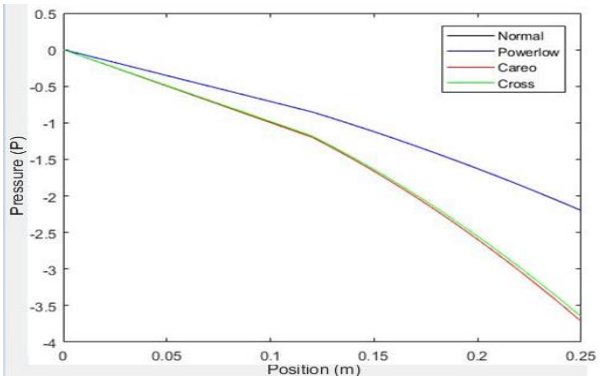
با بررسی نتایج حاصل از شبیه سازی برای سیالات نیوتونی و غیر نیوتونی در حالت گرفتگی ۳۰ درصد، مشخص شد که در حالت مقایسه با حالت نرمال، تمرکز غلظت، فشار و تنش برشی در ابتدای گرفتگی در مرکز افزایش یافته و به دلیل اینکه حرارت در گرفتگی سبب خرد شدن ذرات چربی و کاهش اصطکاک بین چربی و دیواره می گردد، لذا سبب کاهش سرعت سیال وافزایش تنش برشی دیوار می شود. از طرف دیگر با مقایسه انواع سیالات، سیال غیر نیوتونی پاورلو نسبت به دو سیال دیگر تغییرات کمتری داشته است. از آنجا که خواص سیال غیر نیوتونی کراس، متفاوت تر از دو سیال غیر نیوتونی دیگر است، لذا غلظت ال دی ال آن با استفاده از اثرات هایپرترمیا کمتر می باشد.

حال به بررسی اختاف سیال نیوتونی و سیالات غیرنیوتونی در یک نمودارمی پردازیم.



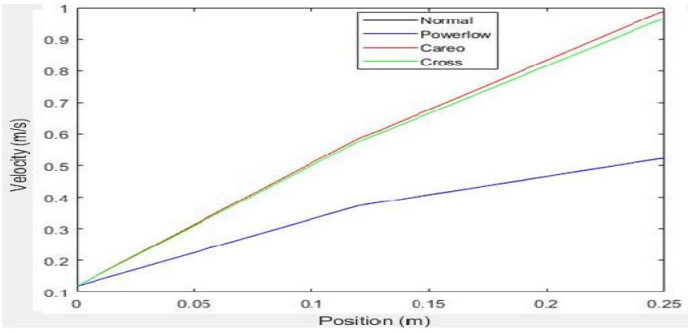
شکل٤-٦٨: تغییرات غلظت LDL در سیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال سرعت دینامیکی)

همانطور که در شکل ٤-٦٨ مشاهده میشود اختلافات غلظت در مدل نیوتونی،پاورلو و کاریو ناچیز است ولی کراس اختلاف محسوسی نسبت به دیگر مدل ها دارد.و سیال کراس کمترین غلطت رادارد، بدین معنی که توانسته بهتر لیپیدها را تجزیه کند .



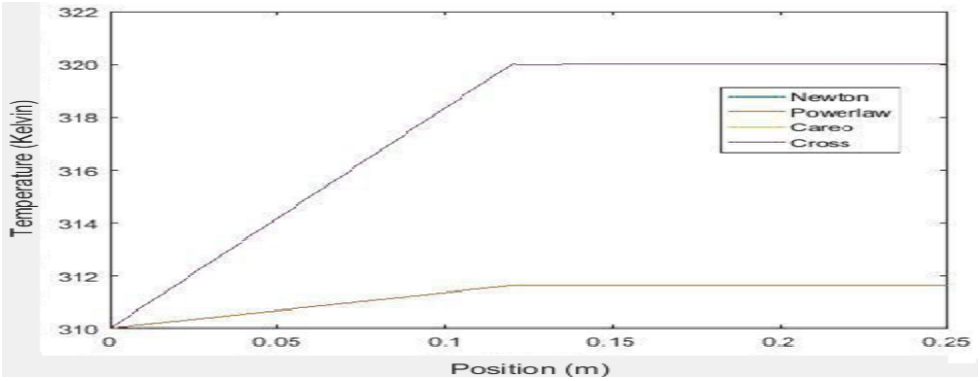
شکل٤-٦٩: تغیرات فشار استاتیک در سیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال سرعت دینامیکی)

همانطور که در شکل ٤-٦٩ مشاهده می شود، اختلاف سیال نیوتونی و پاورلو در فشار کمتر و فشار استاتیک بالایی نسبت به دیگر مدل ها دارند ولی در مدل کراس و کاریو فشار کمتری نسبت به دومدل دیگر دارند، در سیال کاریو و کراس فشار استاتیک اختلاف کمی باهم دارند. توجه داشته باشیم ما در این پژوهش فشار را محاسبه نمیکنیم ولی به دلیل اثبات این که فشار پایین امده و سرعت در مقاطع افزایش یافته ، نمودار و کانتورهای فشار را اوردیم .



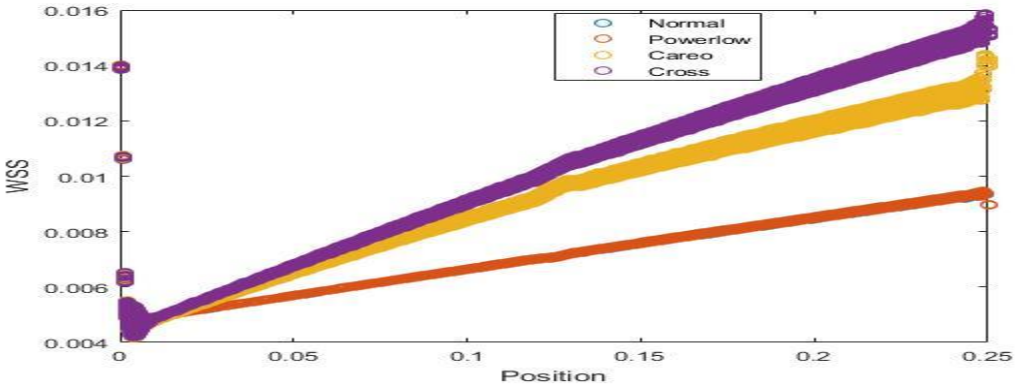
شکل ٤-٧٠: نمودار تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال سرعت دینامیکی)

در شکل ٤-٧٠ سرعت در مدل پاورلو و نیوتونی بسیار اختلاف ناچیزی دارند و نسبت به دو مدل دیگر سرعت پایین تری دارد . در مدل کاریو و کراس اختلافات ناپیز است ودر مقطع ١٢٠ میلی متر (مرکز) رگ به بعد سرعت کاریو کمی بیشتر از مدل کراس است.



شکل ٤-٧١: تغییرات دما درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال سرعت دینامیکی)

همانطور که در نمودار بالا شاهد هستیم بیشتریت دما مربوط به سیال از نوع کراس است ، سیال غیرنیوتونی مدل کاریو با سیال کراس اختلاف ناچیزی دارد .کمترین دما هم مربوط به سیال از نوع نیوتونی و پاورلو می باشد .

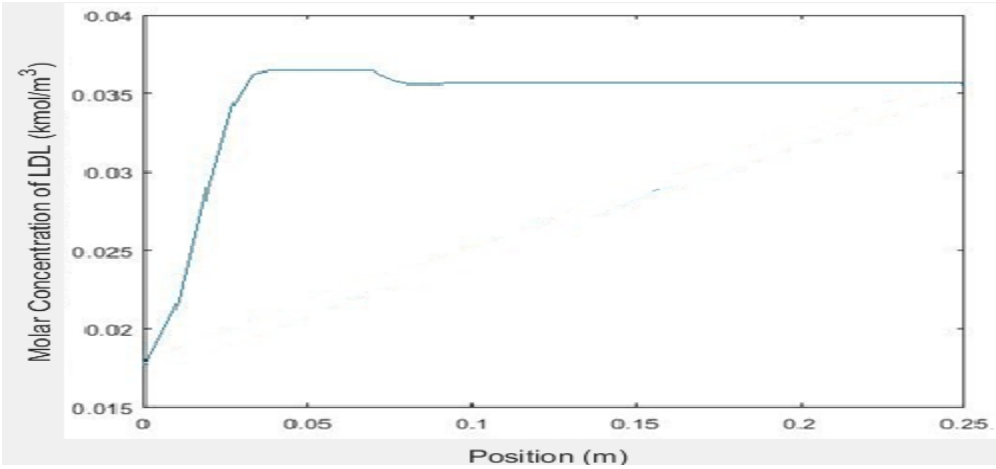


شکل٤-٧٢: تغییرات تنش برشی درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال سرعت دینامیکی)

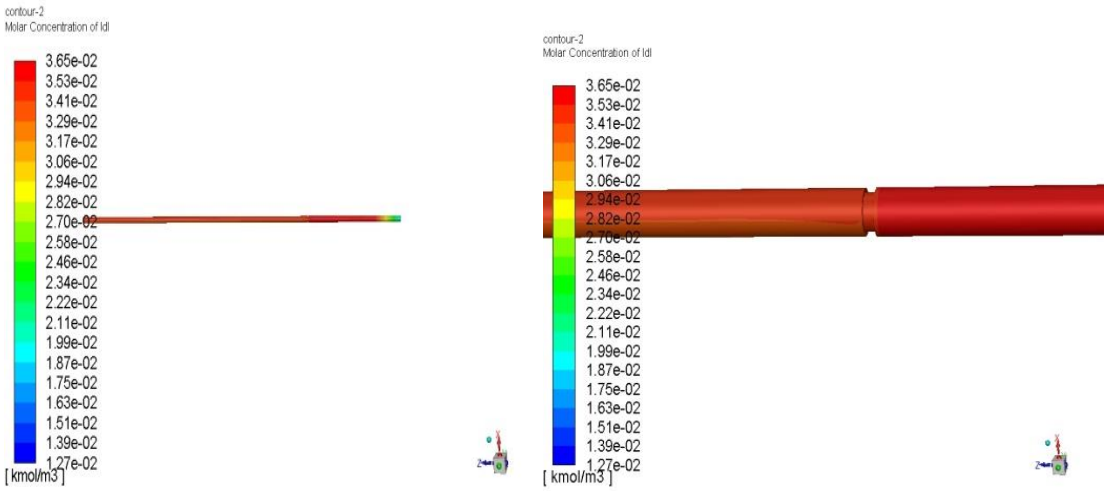
در شکل ٤-٧٢ بخوبی می توان درک کرد که سیال کراس بالاترین تنش برشی را دارد و به تجزیه لیپیدها کمک کرده وغلظت را به دلیل اثرات هایپرترمیایی کمک میکند .بعداز مدل کراس مدل کاریو از دومدل پاورلو و نیوتونی بیشترین تنش برشی برشی را دارد. سیال پاورلو و نیوتونی کمترین اختلاف را نسبت به یکدیگر دارند .

٤-٧-رگ با گرفتگی ٣٠٪ با استفاده از سیال نیوتنی:

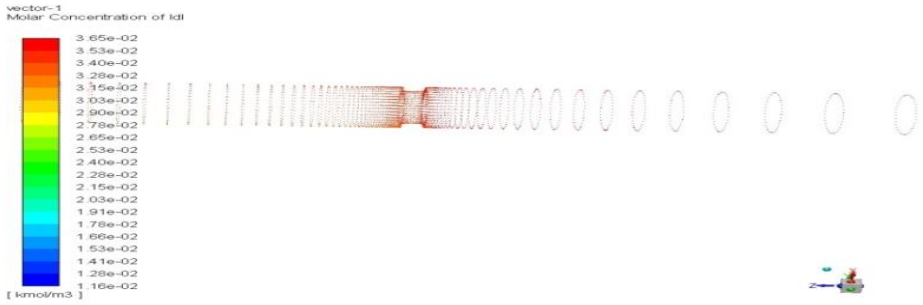
٤-٧-١- تغییرات غلظت ال دی ال در رگ :



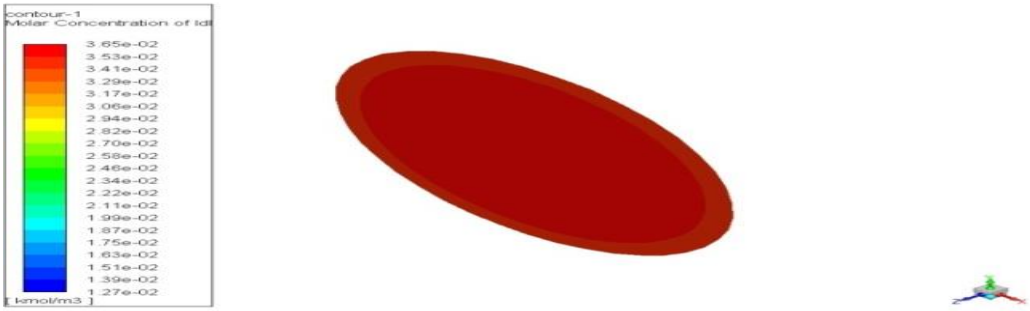
شکل۴-۷۳ :نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ(٪۳۰ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



شکل ٤-٧٤ :تغییرات ساختاری غلظت در ال دی ال در سراسر رگ(٪۳۰ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



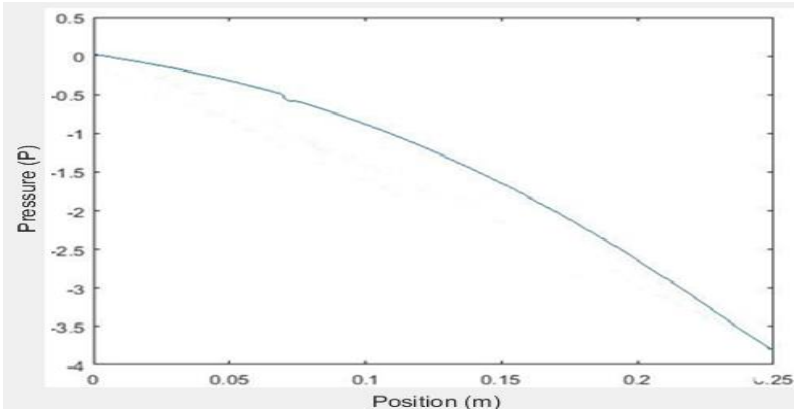
شکل ٤-٧٥:بردارغلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی در رگ(٪۳۰ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



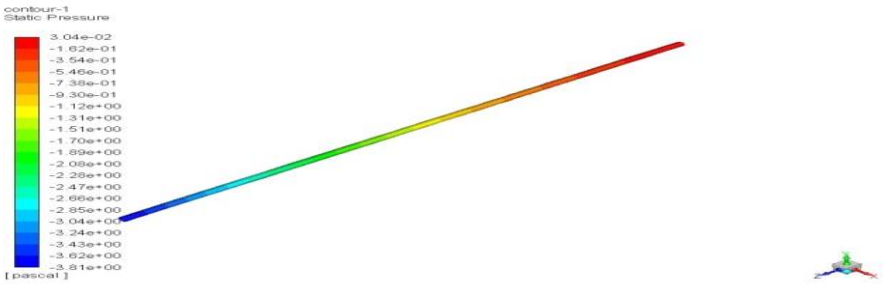
شکل٤-٧٦: کانتور غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی رگ(٪۳۰ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

بر اساس نتایج بدست آمده از غلظت ال دی ال برای سیال نیوتونی با گرفتگی ۳۰ درصد در مقایسه با بدون گرفتگی مشخص می شود که در حالت گرفتگی، (درواقع در ابتدای شروع گرفتگی)، غلظت چربی افزایش یافته که این امر به دلیل کاهش مجرای حرکت خون و انباشته شدن چربی ها در مرکز می باشد. لازم به ذکر است توانستیم غلظت را در دیواره ها با استفاده از اثرات افزایش دمایی (هایپرترمیایی) کم کنیم تا لیپیدهای چربی تجزیه شود. غلظت در دیواره ها ۰/۰۳۵۳ کیلومول بر متر مکعب می باشد.

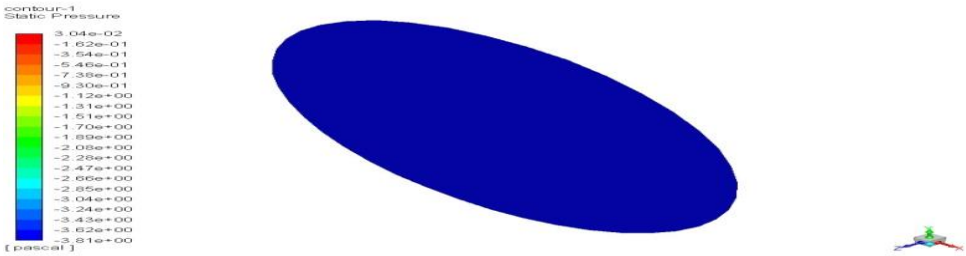
٤-٧-٢- تغییرات فشار در رگ :



شکل ٤-٧٧:نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



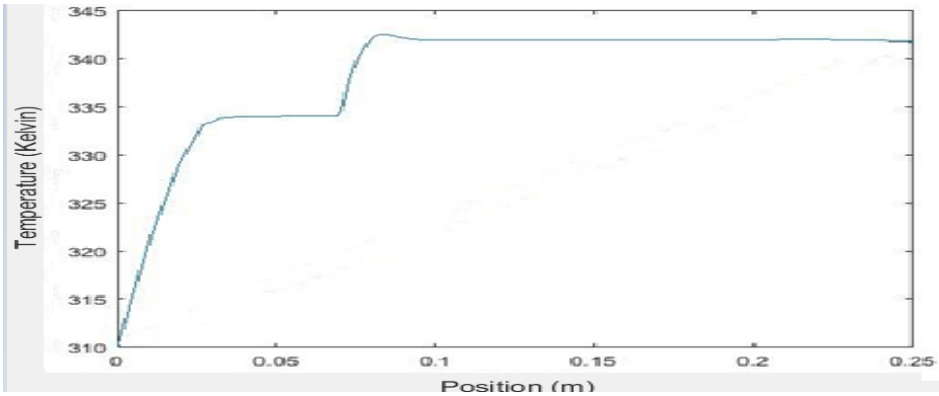
شکل٤-٧٨ : تغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



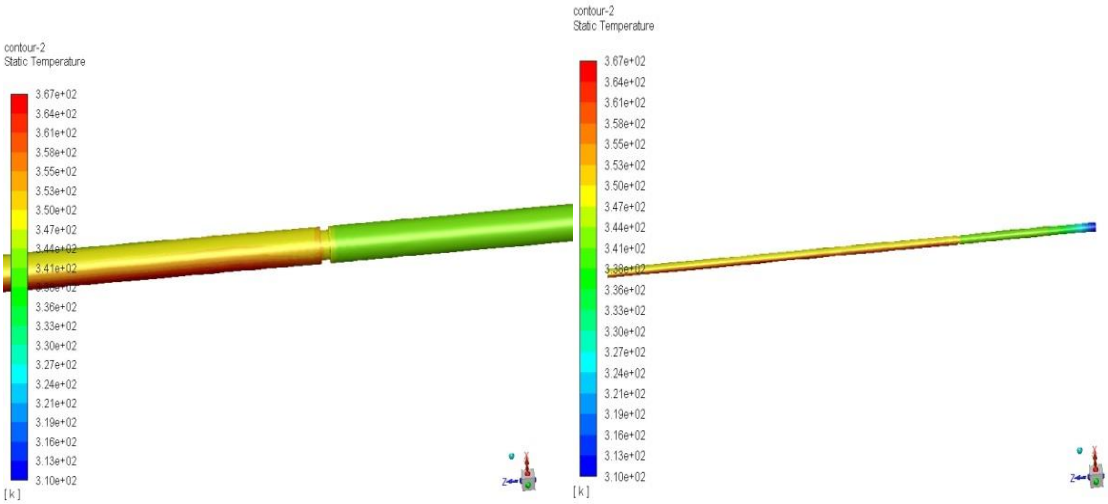
شکل٤-٧٩:کانتور تغییرات فشار در مقطع خروجی رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

شکل های ٤-٧٧ تا ٤-٧٩ نشان می دهد که در موقعیت گرفتگی، کاهش فشار شدیدتر شده و پس از آن دوباره به شیب مشخصی کاهش می یابد. این موضوع را می توان در شکل٤-٧٧در موقعیت ٠/٠٧٥متر مشاهده نمود.

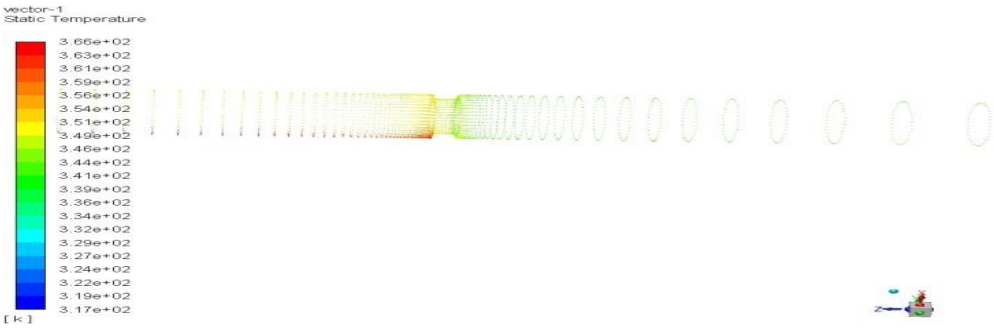
٤-٧-٣ -تغییرات دما :



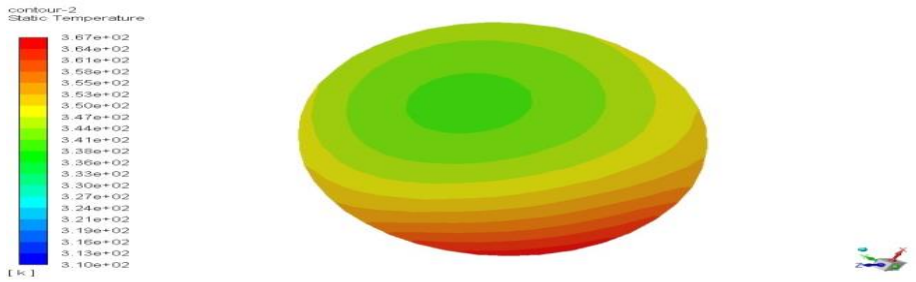
شکل٤-٨٠ :نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



شکل٤-٨١ : کانتور تغییرات سراسری دما در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



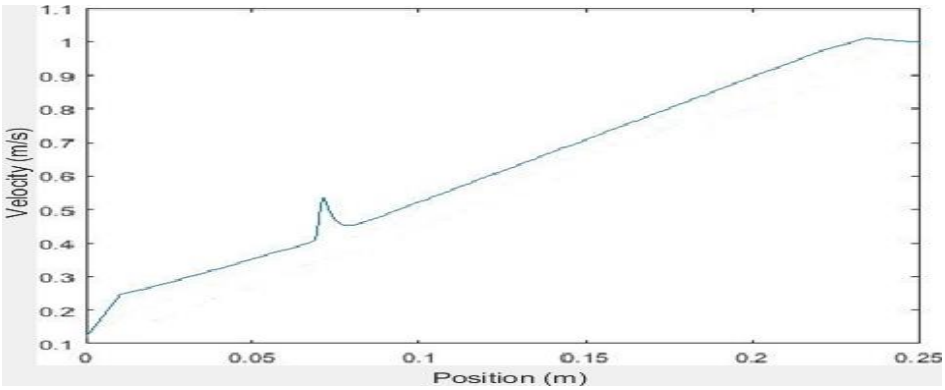
شکل٤-٨٢ : بردار تغییرات دما درمقطع گرفتگی در رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



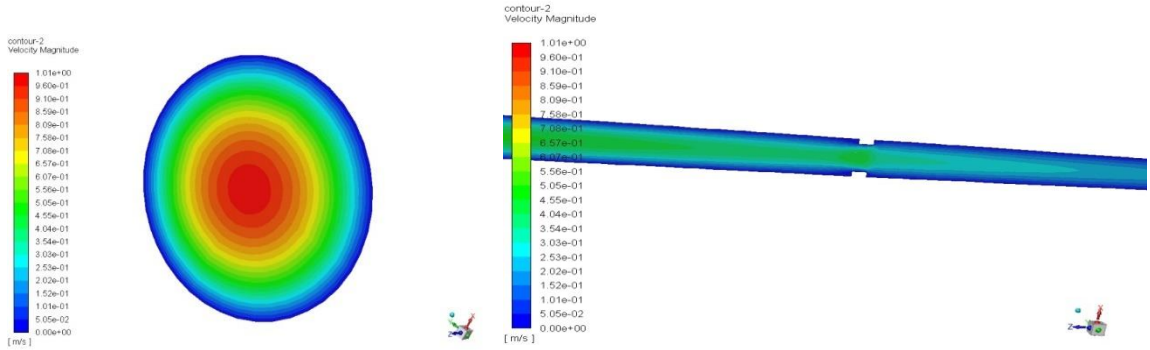
شکل٤-٨٣ :کانتور تغییرات دما درمقطع خروجی رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

در نمودار تغییر دمایی، در مکان ٠/٠٧٥ متر که آغاز گرفتگی می باشد مشاهده می شود که این افزایش دما با شیب بیشتری انجام شده است که پس از اتمام گرفتگی که در مکان ٠/٠٧٦ متر بوده، به مقدار ثابتی رسیده و ثابت می ماند.

٤-٧-٤ -تغییرات سرعت :



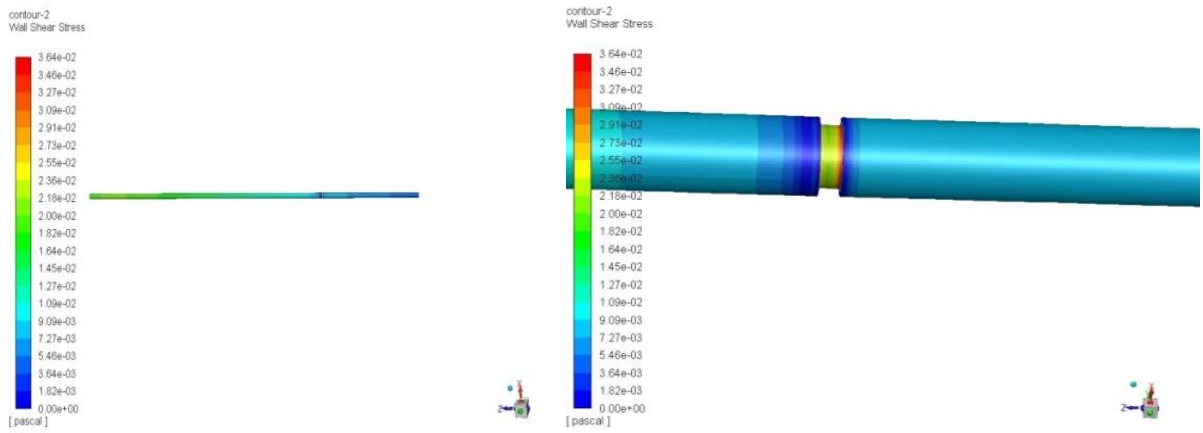
شکل٤-٨٤ : نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



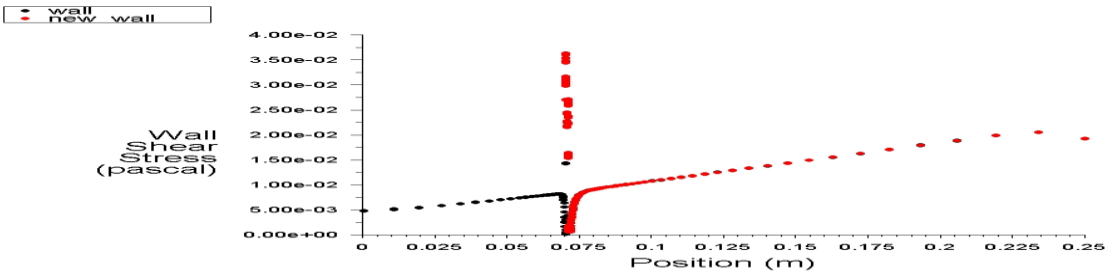
شکل٤-٨٥: تغییرات سرتاسری تغییرات سرعت در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

با توجه به بررسی شکل های تغییرات سرعت، مشخص است که در مکان آغاز گرفتگی سرعت افزایش یافته است. این موضوع ناشی از افزایش دما و کاهش فشار در این منطقه است. محدوده تغییرات سرعت تا ۱/۰۱ متر بر ثانیه است که در آغاز گرفتگی برابر با ۰/۵۵ متر بر ثانیه می باشد.

٤-٧-٥-تغییرات تنش برشی دیواره :



شکل ٤-٨٦: کانتورتغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(٪۳۰ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

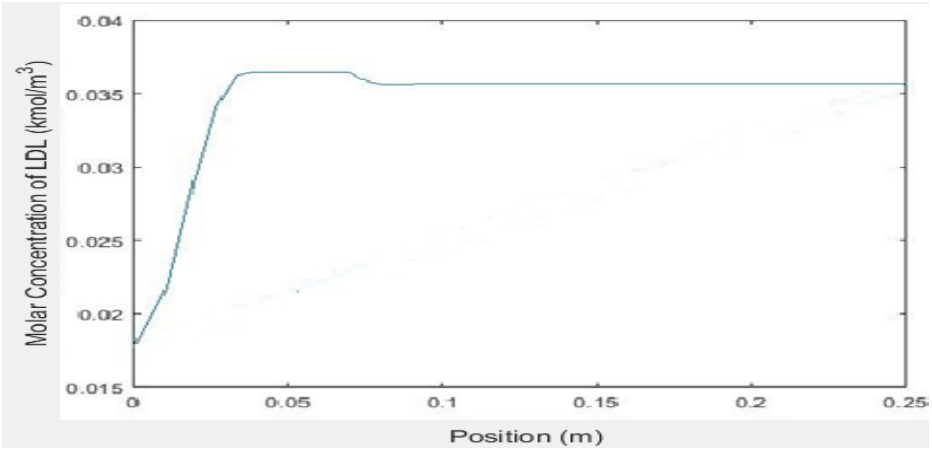


شکل ٤-٨٧: نمودارتنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی از رگ(٪۳۰ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

بر اساس نتایج و خروجی های حاصل از رگ با گرفتگی برای سیال نیوتونی مشخص شده است که فشار و دما در گرفتگی ها افزایش یافته است(در دیواره ها) که این امر سبب ایجاد یک تغییر نوسانی در خروجی ها در محل گرفتگی شده است. بدیهی است از آنجا که دما و فشار در گرفتگی افزایش یافته است، لذا تنش برشی در ورودی دیواره افزایش و در مسیر گرفتگی به دلیل کاهش غلظت ال دی ال در این ناحیه، افزایش یافته است.

٤-٨-رگ با گرفتگی ٣٠٪ با استفاده از سیال غیرنیوتنی کاریو:

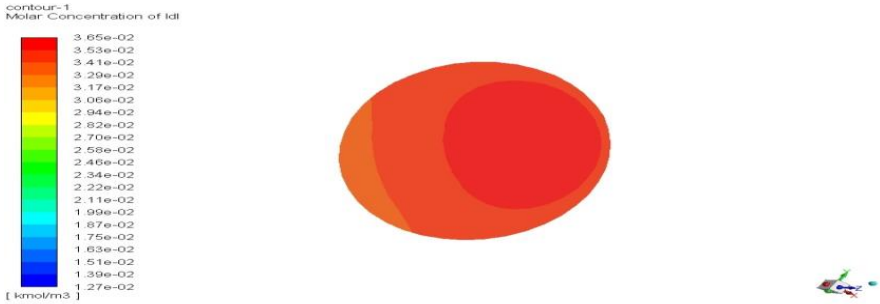
٤-٨-١- تغییرات غلظت ال دی ال:



شکل٤-٨٨ :نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ(٣٠٪ سرعت دینامیکی-کاریو)

شکل ٤-٨٩:کانتور تغییرات سرتاسری غلظت ال دی ال در سراسر رگ(٣٠٪ سرعت دینامیکی-کاریو)

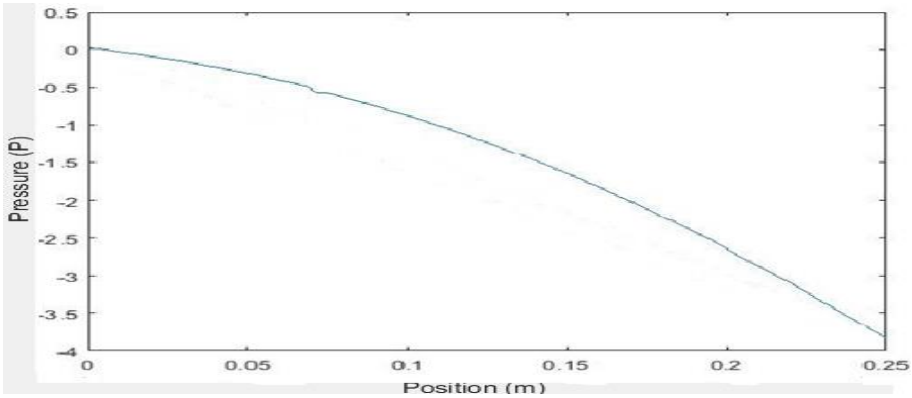
شکل٤-٩٠ :بردار تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی(٣٠٪ سرعت دینامیکی-کاریو)



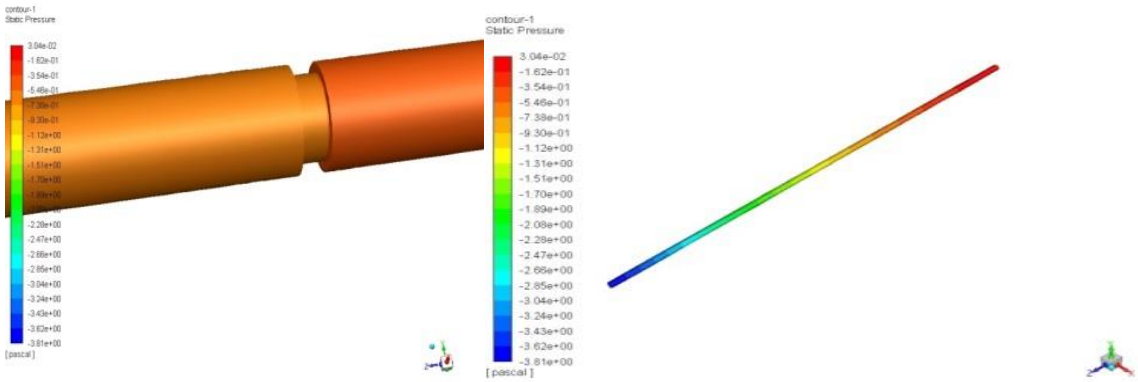
شکل٤-٩١ :کانتور تغییرات غلظت ال دی ال درمقطع خروجی رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

با توجه به اینکه سیال غیرنیوتونی کارئو نسبت به سیال نیوتونی دارای تغییراتی در ویسکوزیته می باشد، طبیعتا تغییرات غلظت آن ها نیز باید متفاوت باشد. از آن جا که سیال کارئو نسبت به سیال نیوتونی ویسکوزیته بالاتری دارد پس تغییرات غلظت آن نیز باید بیشتر باشد، ولی با استفاده از حالت هایپرترمیا توانستیم غلظت را در محدوده ای نگه داشته ودر مقابل حالت غیر افزایش دما(هایپرترمیا) کاهشی کنیم .این موضوع در شکل های ٤-٨٩ تا ٤-٩١ نشان داده شده است.

٤-٨-٢- تغییرات فشار :



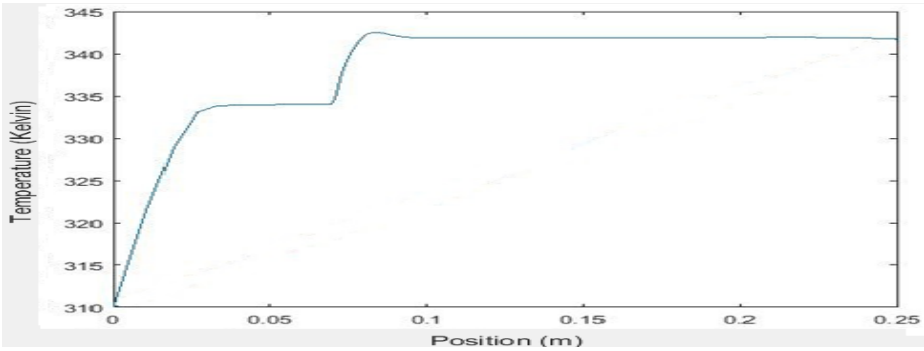
شکل ٤-٩٢ :نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کاریو)



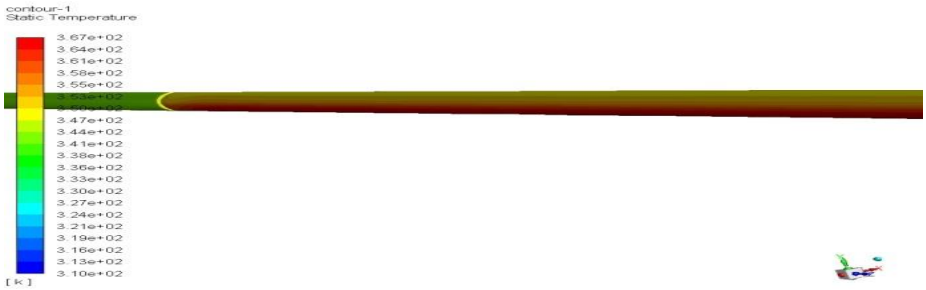
شکل ٤-٩٣ : کانتورتغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

بر اساس شکل های فشار نشان داده شده است که فشار در ابتدای ورود به رگ در بالاترین حد برابر $٣/٠٤ \times ١٠^{-٢}$ پاسکال، این مقدار تا ابتدای گرفتگی می باشد که بعد از آن (پس از گرفتگی) فشار سیرنزولی را به همراه داشته و به کمترین مقدار می رسد.

٤-٨-٣ – تغییرات دما :

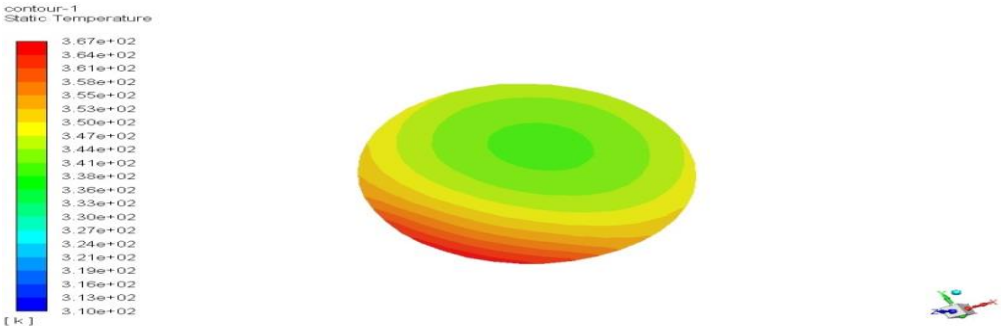


شکل٤-٩٤ :نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کاریو)



شکل٤-٩٥:تغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

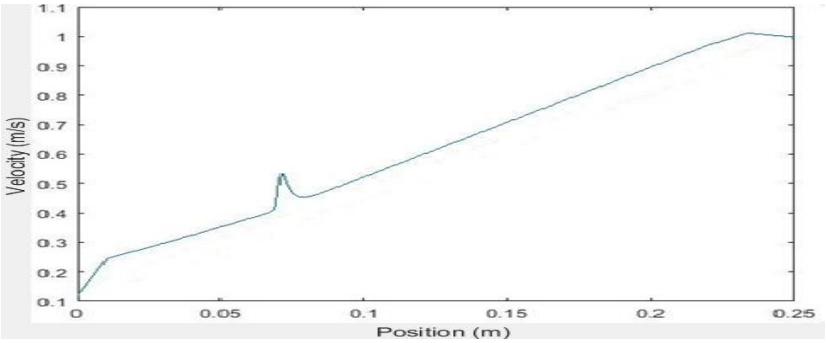
شکل٤-٩٦: بردار تغییرات دما در مقطع گرفتگی(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کاریو)



شکل ٤-٩٧ :کانتور تغییرات دما در مقطع خروجی(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

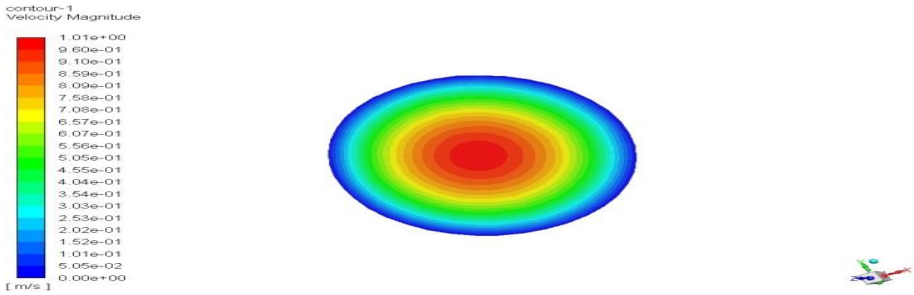
بر اساس اینکه هرچه فشار افزایش یابد دما نیز افزایش می یابد، در این شکل ها نیز دیده می شود که در ابتدای گرفتگی ها، دما نیز افزایش قابل توجهی به همراه داشته است. این تغییرات تا ٣٦٧ درجه کلوین ادامه یافته است.

٤-٨-٤-تغییرات سرعت :



شکل٤-٩٨ :نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

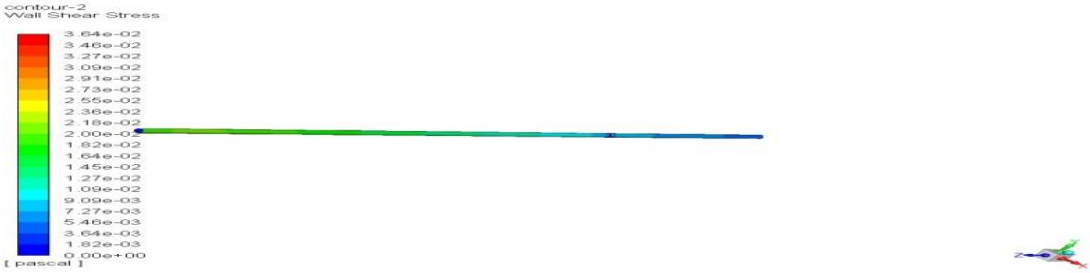
شکل ٤-٩٩ : بردارتغییرات سرعت در مقطع گرفتگی (٪۳۰ سرعت دینامیکی-کاریو)



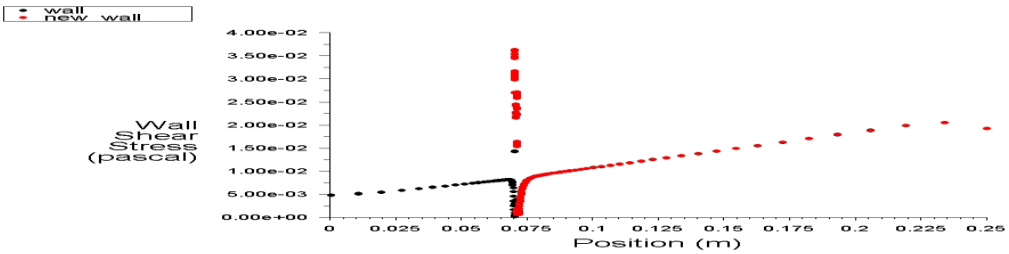
شکل ٤-١٠٠: کانتور تغییرات سرعت در مقطع خروجی از رگ(٪۳۰ سرعت دینامیکی-کاریو)

نتایج بدست آمده از تحلیل تغییرات سرعت برای این سیال نشان می دهد که سرعت در مرکز مقطع خروجی دارای بیشترین مقدار یعنی ۱/۰۱ متر بر ثانیه بوده است. این موضوع ناشی از افزایش دما در این منطقه است که سبب متلاشی شدن ذرات چربی و افزایش سرعت سیال (خون) است.

۵-۸-٤-تنش برشی دیواره :



شکل٤-١٠١: تغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(٪۳۰ سرعت دینامیکی-کاریو)



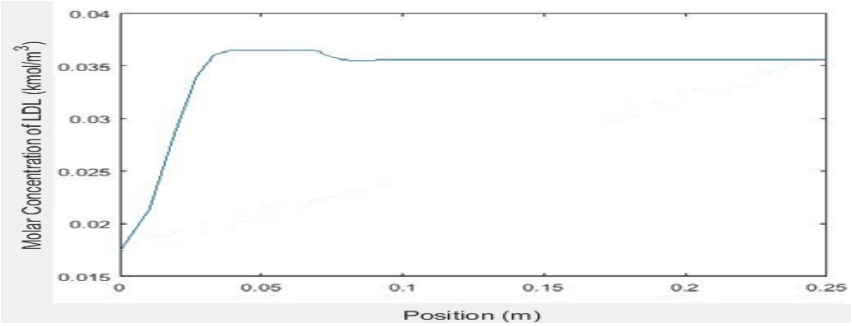
شکل ٤-١٠٢ : نمودار تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی از رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

شکل ٤-١٠٣:کانتور تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

همانطور که از شکل های فوق بخصوص شکل ٤-١٠١ مشخص است، تنش برشی دارای کمترین مقدار یعنی در حدود صفر است. این امر به دلیل افزایش غلظت درمرکز گرفتگی هاست که سبب شده تنش برشی دیواره در مرکز کاهش یابد، ولی در دیواره ها سیر صعودی در گرفتگی دارند .همچنین شکل ٤-١٠٣ نیز این موضوع را که در مقطع گرفتگی می باشد را نشان داده است.

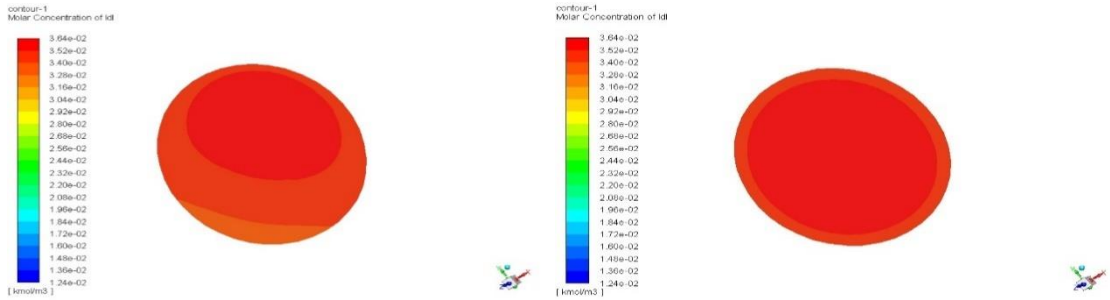
٤-٩-رگ با گرفتگی ٪٣٠ با استفاده از سیال غیرنیوتنی کراس :

٤-٩-١- تغییرات غلظت ال دی ال:



شکل٤-١٠٤ :نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کراس)

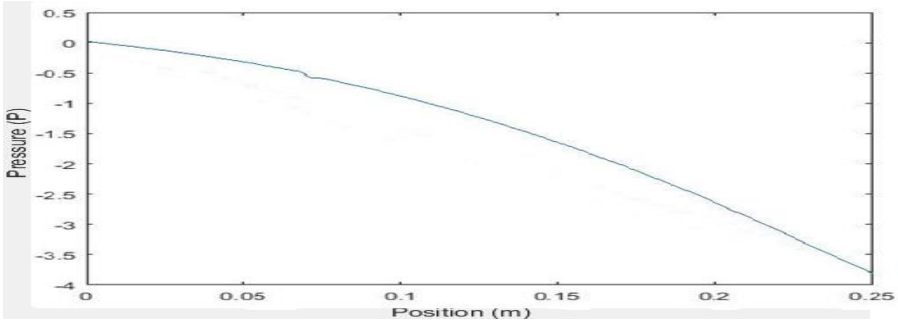
شکل٤-١٠٥- بردار تغییرات غلظت ال دی ال در رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کراس)



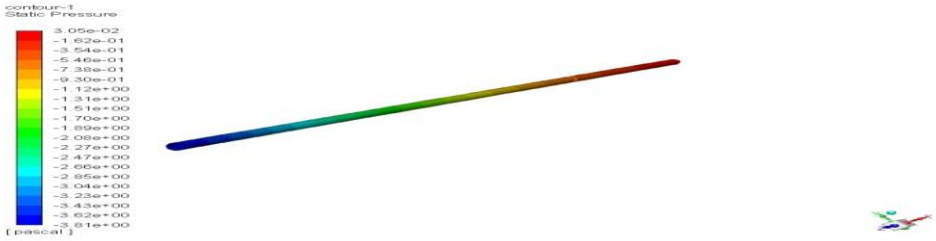
ب) الف)

شکل٤-١٠٦:الف)کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی ب)کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در خروجی از رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کراس)

٤-٩-٢- تغییرات فشار:



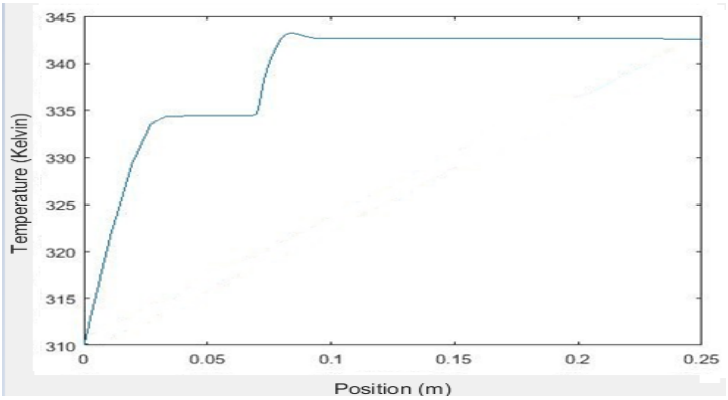
شکل ٤-١٠٧ :نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کراس)



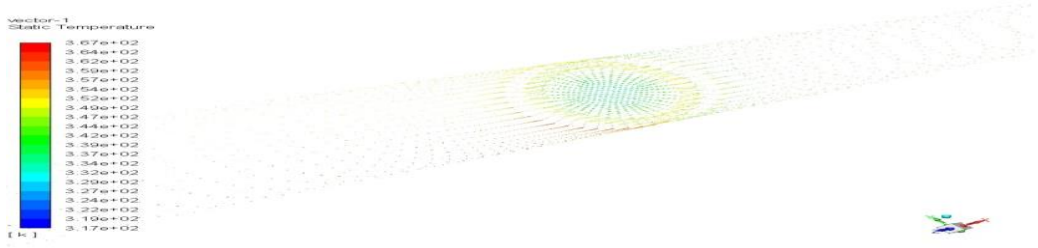
شکل ٤-١٠٨: کانتور تغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کراس)

شکل٤-١٠٩ :بردار تغییرات فشار در گرفتگی از رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کراس)

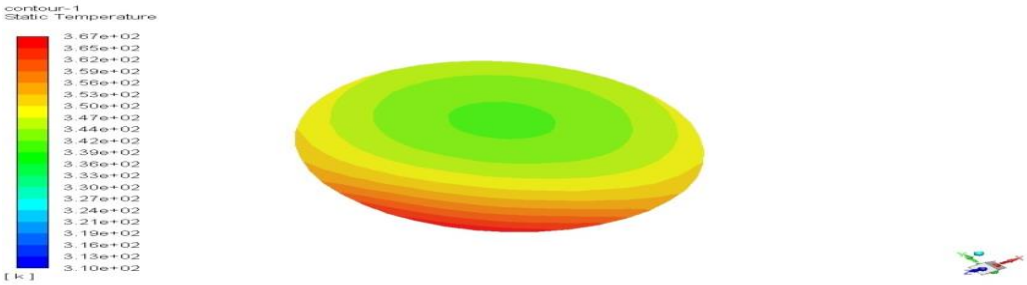
٤-٩-٣- تغییرات دما :



شکل٤-١١٠ :نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کراس)

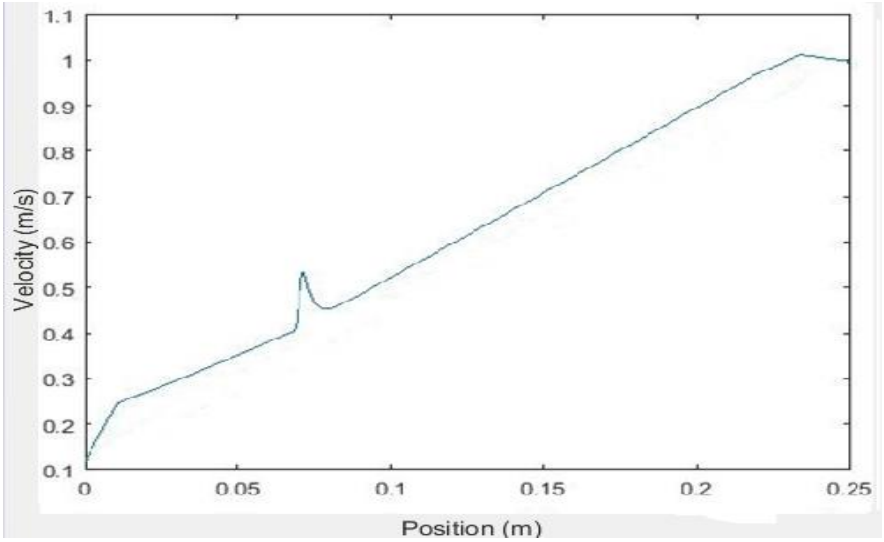


شکل ٤-١١١ : بردار تغییرات دما در گرفتگی(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کراس)

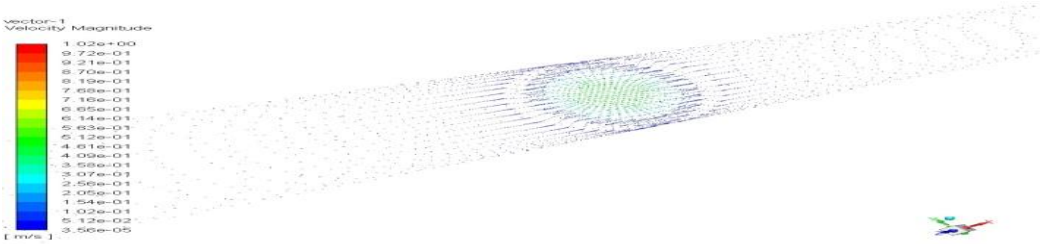


شکل ٤-١١٢ :کانتورتغییرات دما در مقطع خروجی(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کراس)

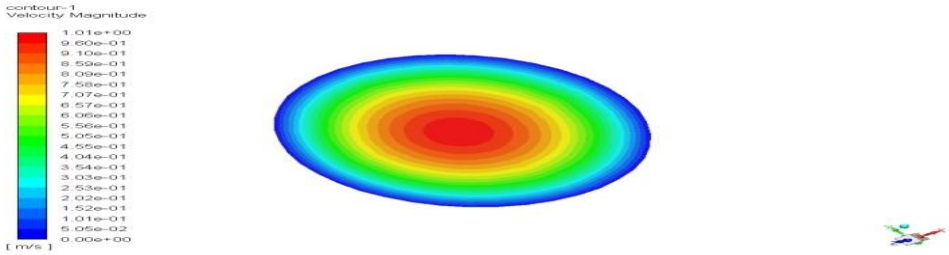
٤-٩-٤ -تغییرات سرعت:



شکل٤-١١٣ :نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کراس)



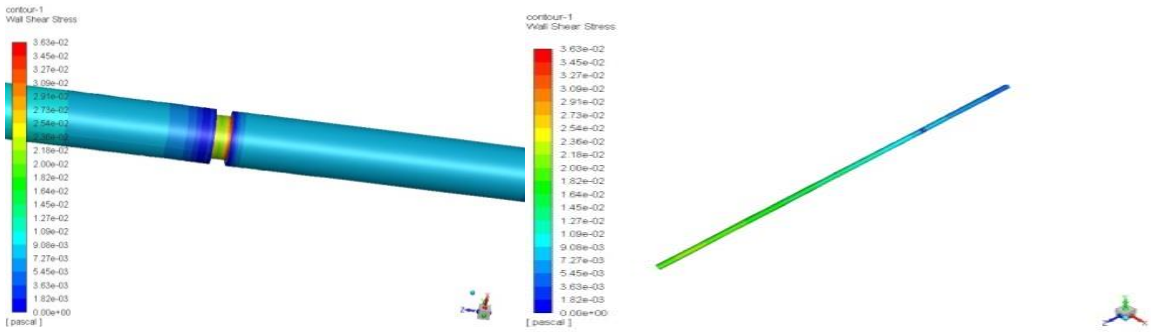
شکل٤-١١٤ :بردار تغییرات سرعت(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کراس)



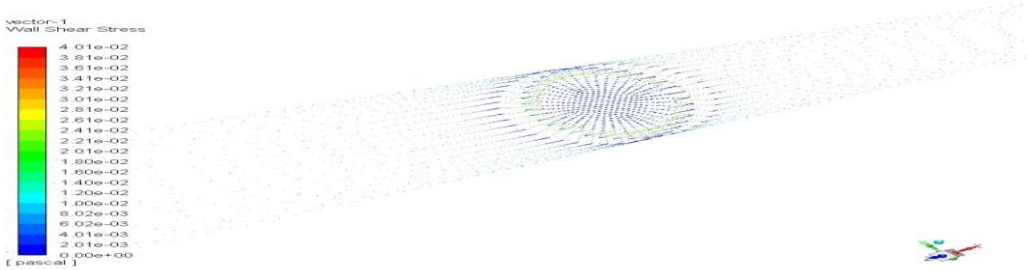
شکل ٤-١١٥ :کانتور تغییرات سرعت در مقطع خروجی رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-کراس)

همانطور که مشاهده می شود غلظت در شکل ٤-١٠٦ در دیواره ها در محدوده٠/٠٣٤٠ کیلو مول بر متر مکعب می باشد،ودرمرکز بیشینه می باشد . بنابراین دما دیواره ها بیشینه است ودر مرکز کمینه است ، در دیواره ها ٣٥٣تا٣٥٩ درجه کلوین در دیواره ها و بیشینه آن بعد از گرفتگی به عدد ٣٦٩ درجه کلوین می رسد. سرعت در کراس بیشترین است نسبت به دیگر مدل های سیالاتی ولی فشار آن کمتر میباشد .

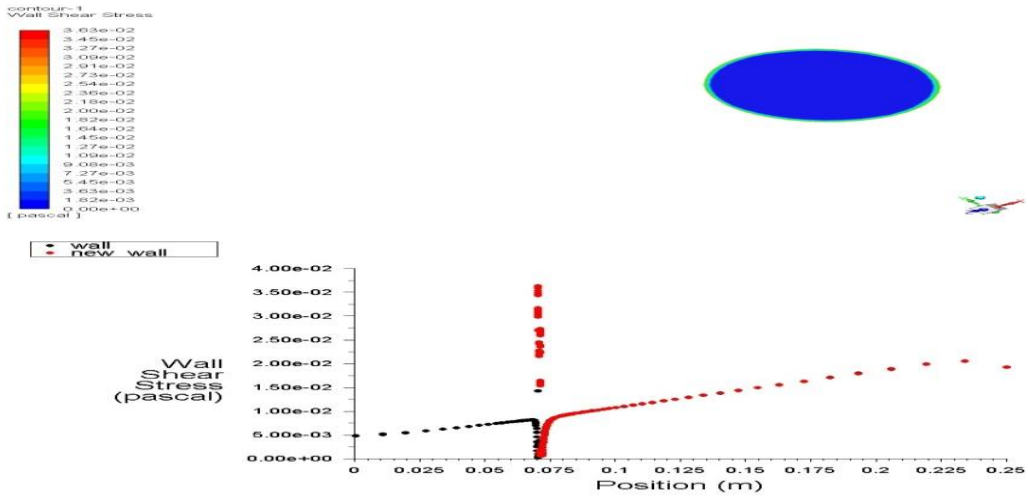
۵-۹-٤- تغییرات تنش برشی دیواره :



شکل٤-١١٦:تغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(٪۳۰ سرعت دینامیکی-کراس)



شکل ٤-١١٧ :بردار تنش برشی دیواره(٪۳۰ سرعت دینامیکی-کراس)



الف)

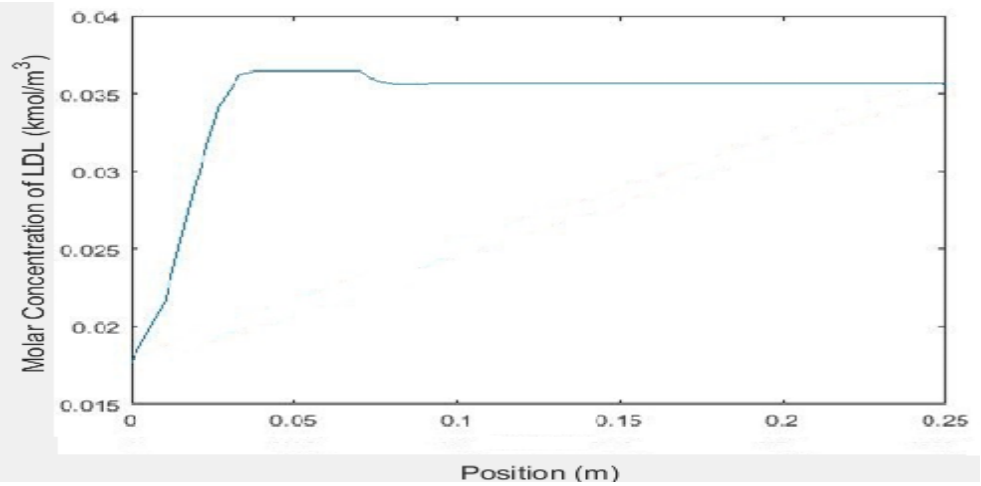
ب)

شکل ٤-١١٨:الف) کانتور تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی ب) نمودار تنش برشی دیوار در سرتاسر لوله(٪۳۰ سرعت دینامیکی-کراس)

با توجه به بررسی های انجام شده برای سیال غیرنیوتنی کراس نسبت به سیال غیرنیوتونی کارئو، مشخص است که به دلیل ویسکوزیته بالاترو ایجاد افزایش دما (هایپرترمیا) این سیال نسبت به کارئو، هم تغییرات غلظت پایین است و هم سرعت حرکت سیال بیشتر می باشد. این امر به دلیل اختلاف درجه حرارت و فشار در سرتاسر رگ می باشد.

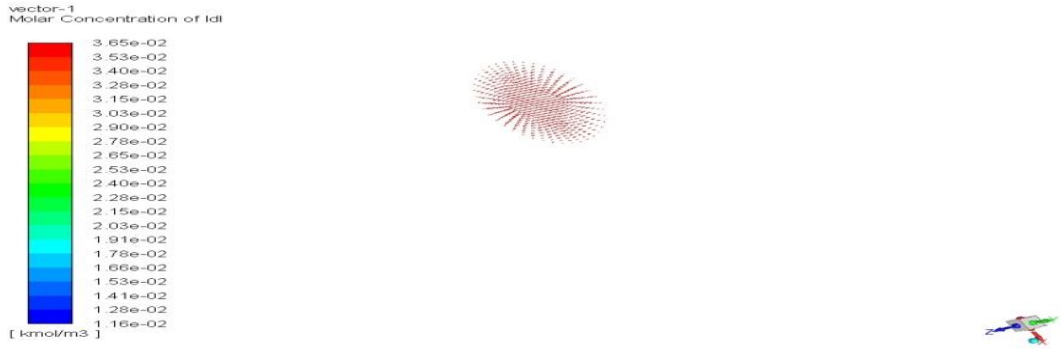
٤-١٠-رگ با گرفتگی ٣٠٪ با استفاده از سیال غیر نیوتنی پاورلو :

٤-١٠-١ – تغییرات غلظت ال دی ال :

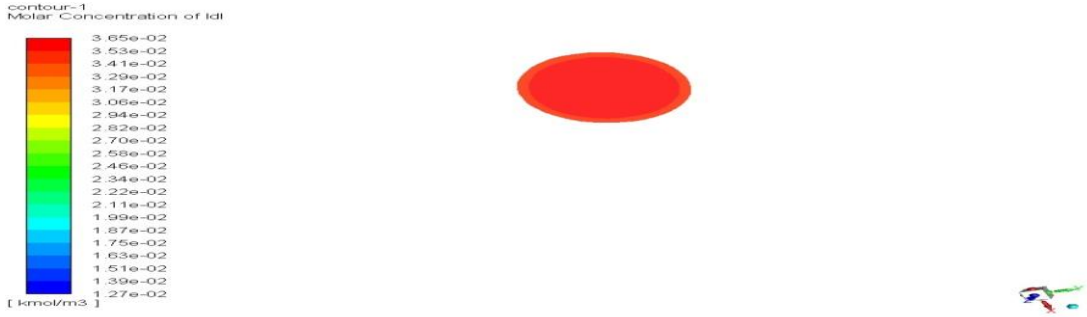


شکل ٤-١١٩:نمودار تغییرات ال دی ال در سراسر رگ(٣٠٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)

شکل٤-١٢٠:تغییرات سرتاسری تغییرات ال دی ال در سراسر رگ(٣٠٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)

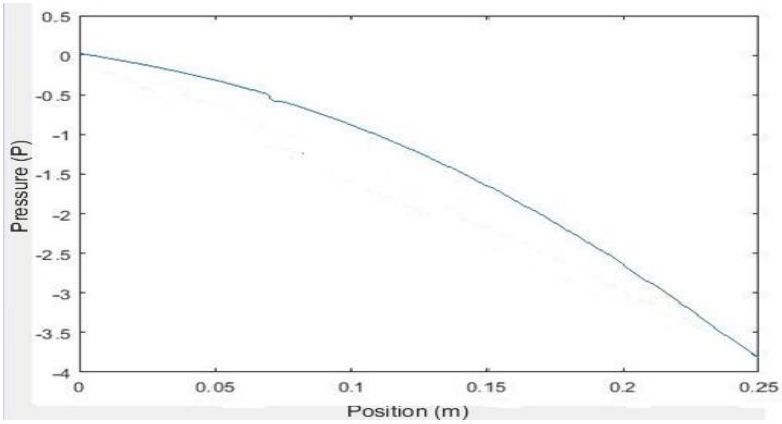


شکل٤-١٢١: بردارتغییرات غلظت ال دی ال در گرفتگی(٪٣٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)

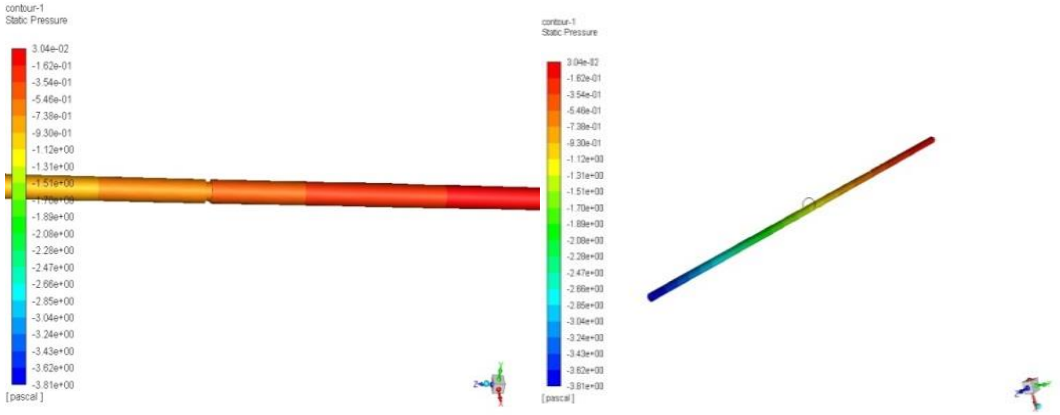


شکل ٤-١٢٢: کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی(٪٣٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)

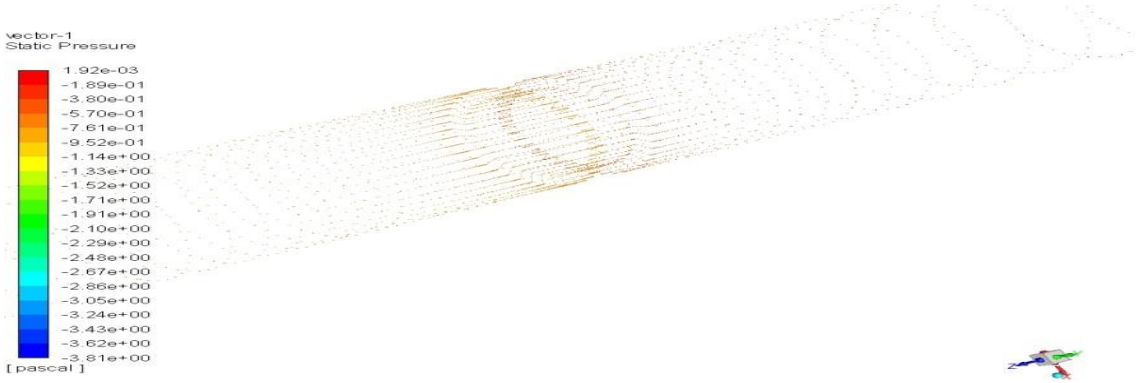
٤-١٠-٢- تغییرات فشار:



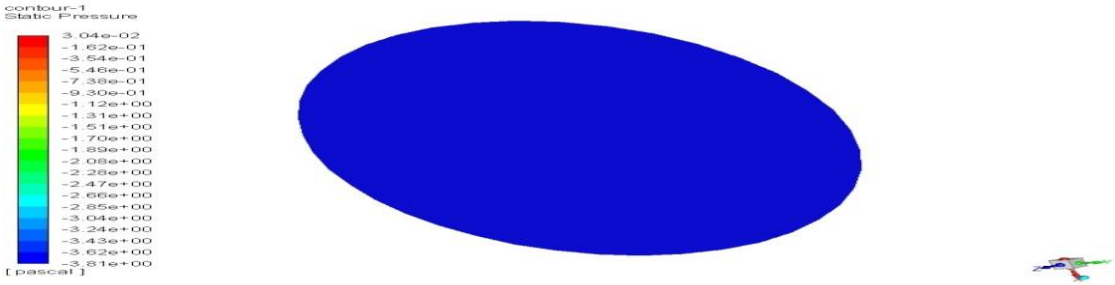
شکل ٤-١٢٣ :نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)



شکل٤-١٢٤:تغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)

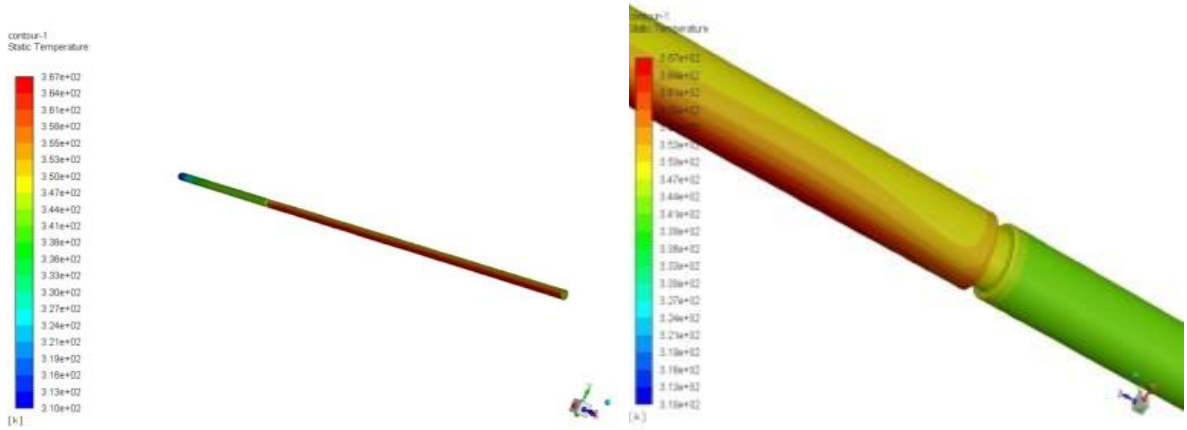


شکل ٤-١٢٥ :وکتورتغییرات فشار(٪٣٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)

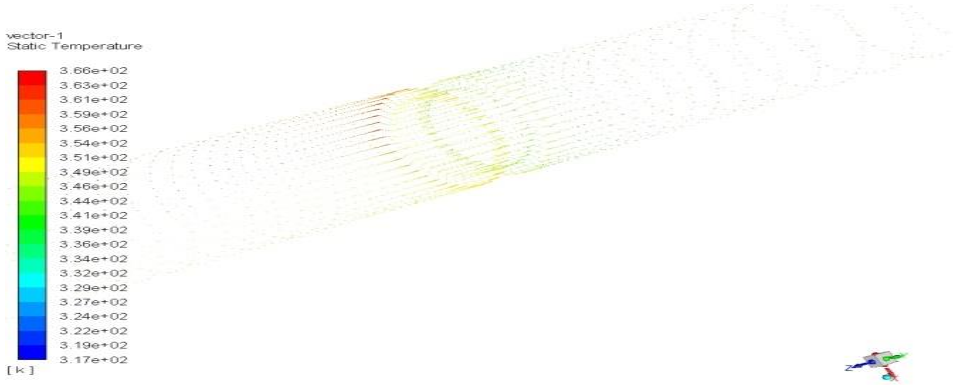


شکل ٤-١٢٦:کانتور تغییرات فشار در مقطع خروجی از رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)

٤-١٠-٣- تغییرات دما :

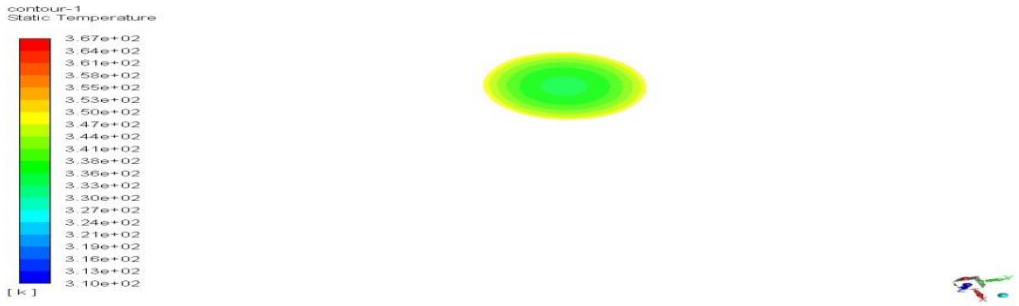


شکل ٤-١٢٧ :تغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ (٪٣٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)



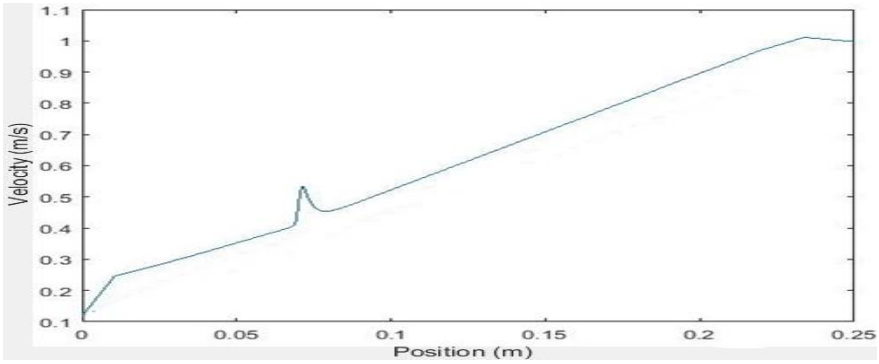
شکل٤-١٢٨ :بردارتغییرات دما(٪٣٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)

همانطور که ملاحظه می شود غلظت در دیواره کا هش داشته و در مرکز بشترین مقدار غلطت تا محدوده ٠/٠٣٦٥ کیلو مول برمتر مکعب راشاهد هستیم وفشار در گرفتگی در محدوده ٣/٦١- می باشد .دما در مرکز گرفتگی در محدوده ٣٥٠ تا ٣٥٣ درجه کلوین در دیواره و می باشد ومحدوده ٣١٩ در مرکز میباشد .نشان از تاثیر اثرات هایپرترمیا در دیواره ها برای تجزیه لیپیدها می باشد .

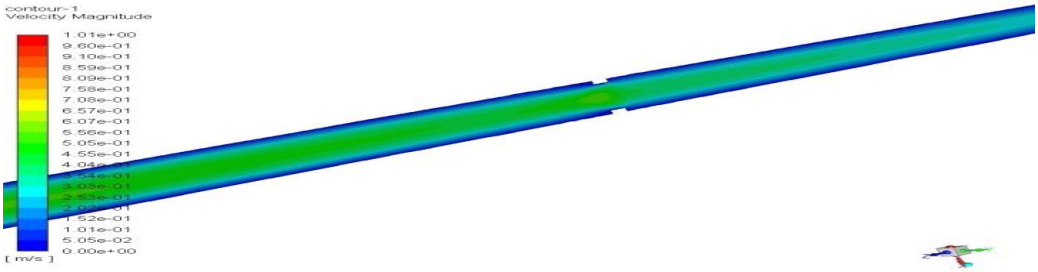


شکل ٤-١٢٩ :کانتور تغییرات دما در مقطع گرفتگی از رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)

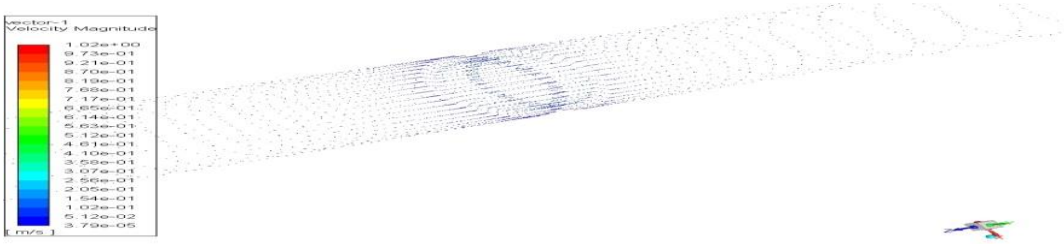
٤-١٠-٤-تغییرات سرعت :



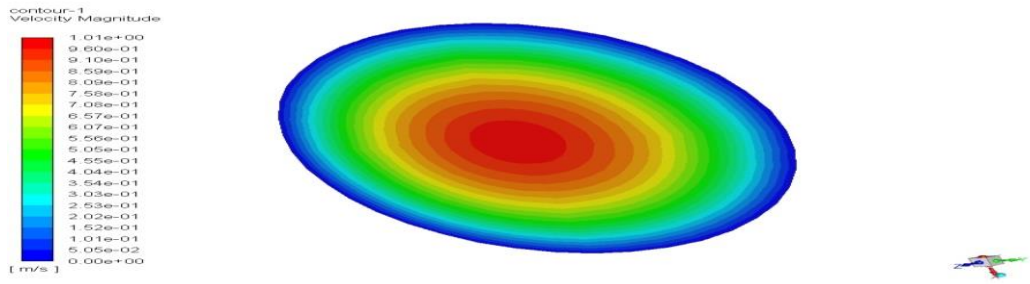
شکل ٤-١٣٠ :نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)



شکل ٤-١٣١:تغییرات سرتاسری تغییرات سرعت در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)

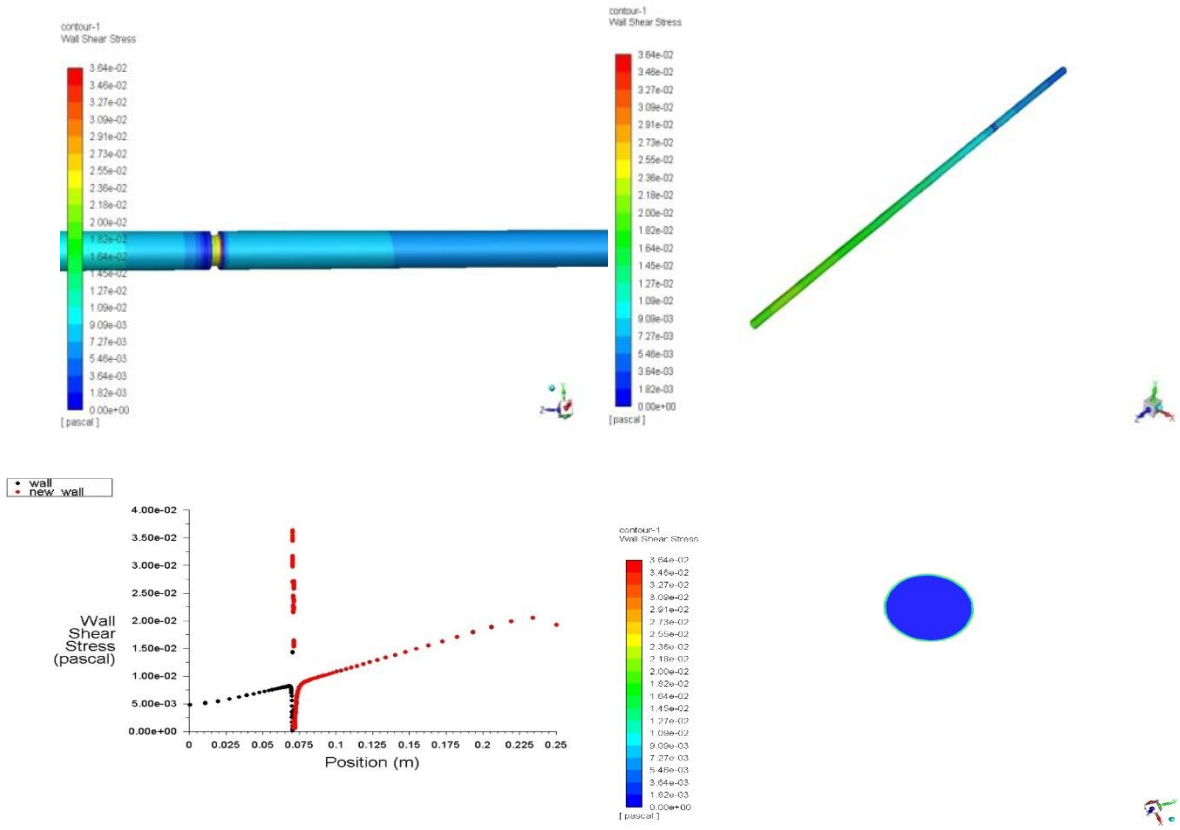


شکل ٤-١٣٢:بردار تغییرات سرعت(٪٣٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)



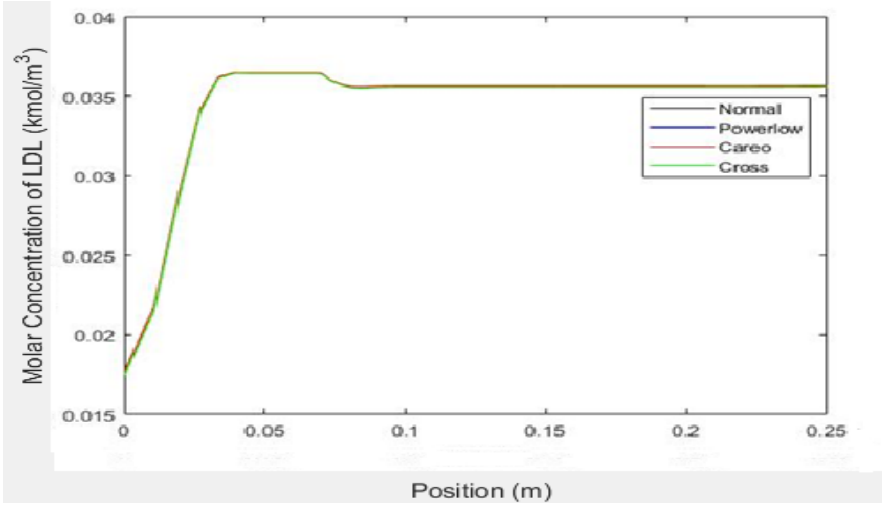
شکل ٤-١٣٣ :کانتور تغییرات سرعت در مقطع خروجی

٤-١٠-٥-تغییرات تنش برشی دیواره :



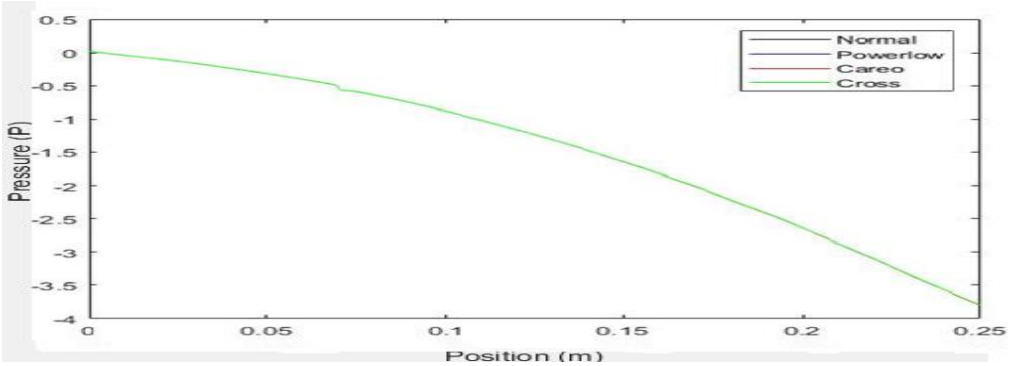
شکل٤-١٣٤ :تغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(٪٣٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)

با بررسی نتایج حاصل از تغییرات غلظت، سرعت، فشار، دما و تنش برشی دیواره در حالت سیال غیر نیوتونی پاورلو نسبت به سیالات غیر نیوتونی کارئو و کراس، مشخص می شود که تغییرات غلظت ال دی ال افزایش یافته است. این در حالی است که تغییرات فشار، دما، سرعت و تنش برشی دیواره نسبت به دو سیال دیگر کاهش داشته است.



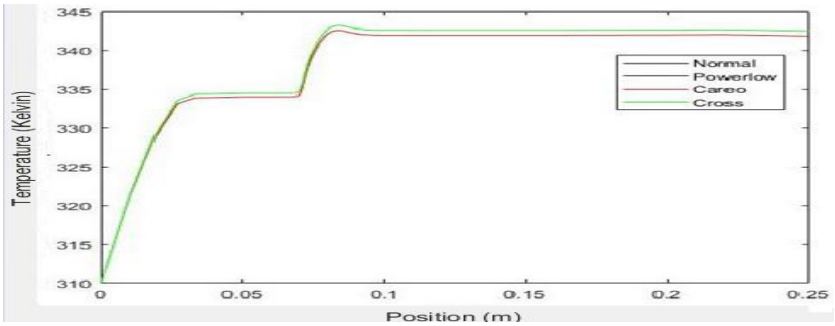
شکل٤-١٣٥: تغییرات غلظت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٣٠ سرعت دینامیکی)

در شکل ٤-١٣٥ مشاهده می شود اختلافات بسیار ناچیز شده است ولی می توان از روی نمودار تشخیص داد غلظت ال دی ال در حالت کراس کمتر از بقیه مدل هاست و نشان دهنده تجزیه بهتر ال دی ال در این نوع مدل است .



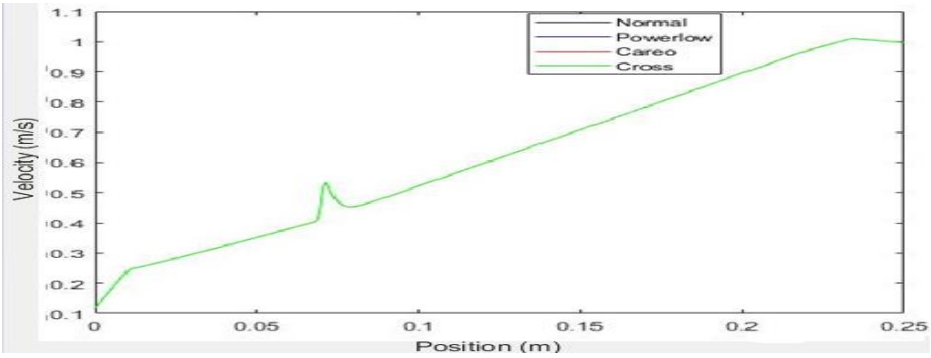
شکل ٤-١٣٦: تغییرات فشار استاتیک درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٣٠ سرعت دینامیکی)

همانطور که در شکل ٤-١٣٦ مشاهده می شود فشار استاتیک در مدل نیوتونی و مدل غیرنیوتونی ها اختلاف ناچیزی داردولی سیال کراس کمترین فشار رانسبت به سه مدل دیگر دارد .



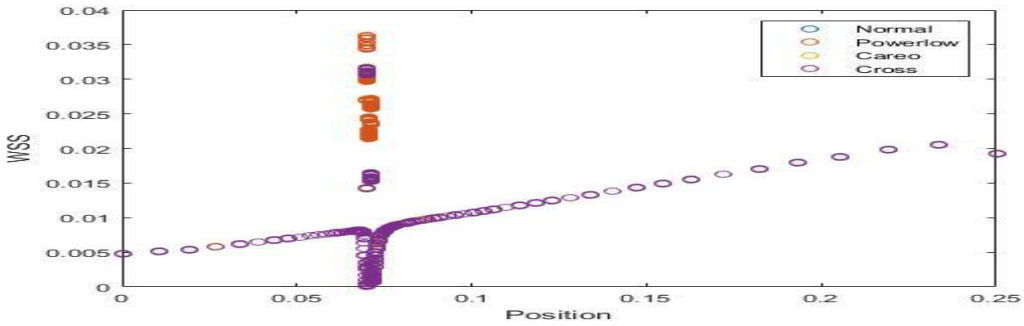
شکل ٤-١٣٧: نمودار تغییرات دما درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٣٠ سرعت دینامیکی)

شکل ٤-١٣٧ به وضوح نشان می دهد که دما در حالت کراس بیشینه است و نشان از اثر بالای حالت هایپرترمیایی نسبت به دیگر مدل ها می باشد . سیال غیرنیوتونی مدل کاریو اختلاف کمی نسبت به مدل کراس دارد ولی در مقطع گرفتگی سیال غیرنیوتونی کراس بالاترین دما را دارد .سیال غیرنوتونی پاورلو و نیوتونی نسبت به مدل کاریو کمتریت اختلاف را دارند .



شکل٤-١٣٨: تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٣٠ سرعت دینامیکی)

همانطور که درشکل٤-١٣٨ مشاهده می شود اختلاف در تمامی مدل ناچیز است مانند ٤-١٣٦ ونمودارها روی یکدیگر افتاده اند ولی سیال غیرنیوتونی مدل کراس بیشترین سرعت را نسبت به دیگر سیالات دارد.



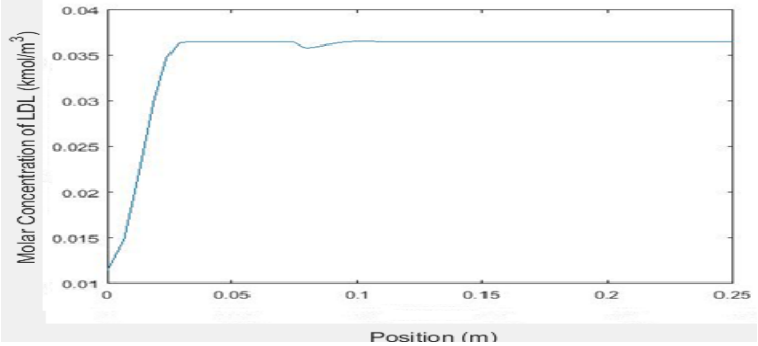
شکل٤-١٣٩: تغییرات تنش برشی درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٣٠ سرعت دینامیکی)

در شکل ٤-١٣٩ همانطور که مشاهده می شود اختلاف سیالات ناچیز است ولی در مقطعی کراس بالاترین تنش را دارد. با بررسی نتایج حاصل از شبیه سازی برای سیالات نیوتونی و غیر نیوتونی در حالت گرفتگی ٣٠ درصد، مشخص شد که در حالت مقایسه با حالت نرمال، تمرکز غلظت، فشار و تنش برشی در ابتدای گرفتگی در مرکز افزایش یافته و به دلیل اینکه حرارت در گرفتگی سبب خرد شدن ذرات چربی و کاهش اصطکاک بین چربی و دیواره می گردد، لذا سبب افزایش سرعت سیال و کاهش تنش برشی دیوار می شود. از طرف دیگر با مقایسه انواع سیالات، سیال غیر نیوتونی پاورلو نسبت به دو سیال دیگر تغییرات کمتری داشته است. از آنجا که خواص سیال غیر نیوتونی کراس، متفاوت تر از دو سیال غیر نیوتونی دیگر است، لذا غلظت ال دی ال آن با استفاده از اثرات هایپرترمیا کمتر می باشد.

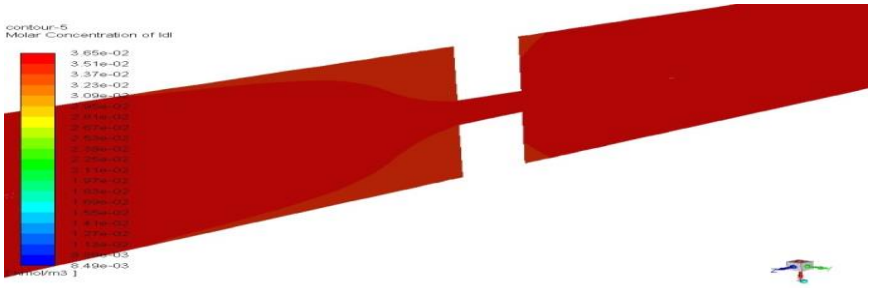
به همین ترتیب، به بررسی گرفتگی های مختلف ٦٠ درصد و ٨٠ درصد رگ می پردازیم.

٤-١١-رگ با گرفتگی ٦٠٪ با استفاده از سیال نیوتنی :

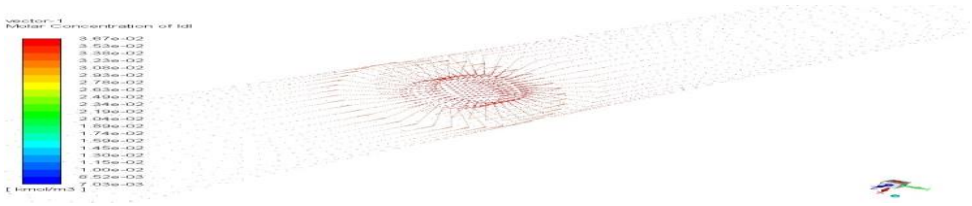
٤-١١-١- تغییرات غلظت ال دی ال در رگ :



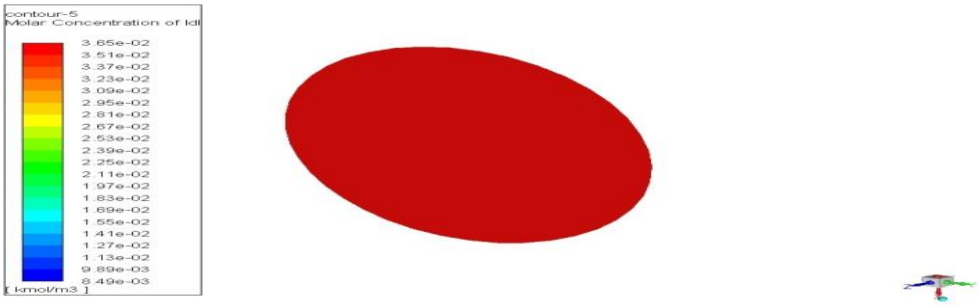
شکل۴-۱۴۰:نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ(٪۶۰ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



شکل٤-١٤١: تغییرات سرتاسری غلظت ال دی ال در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



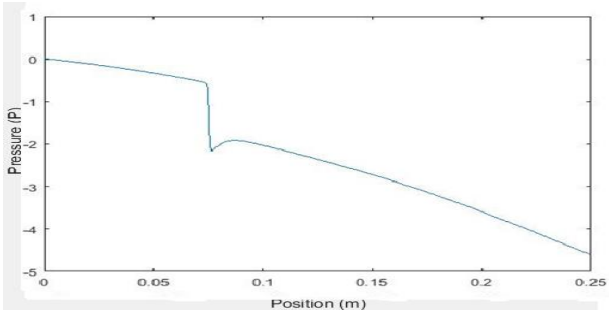
شکل ٤-١٤٢:بردار تغییرات غلظت ال دی ال(٪٦٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



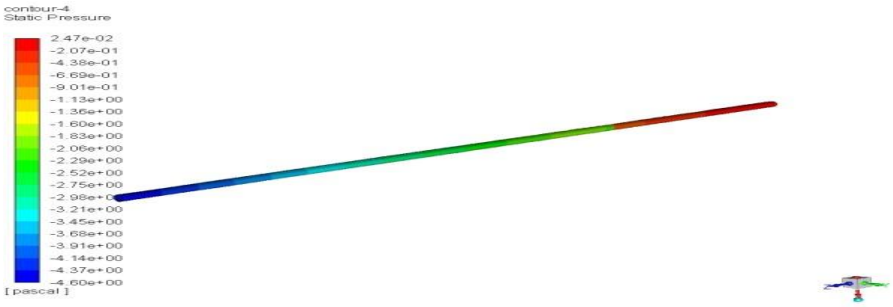
شکل٤-١٤٣ : کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی(٪٦٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

تغییرات غلظت ال دی ال برای سیال نیوتونی در حالت گرفتگی ٦٠ درصد نشان دهنده این است که ایجاد توده چربی در ابتدای گرفتگی افزایش داشته است. همانطور که در شکل ٤-١٤١ مشخص است، بیشترین مقدار گرفتگی برابر با ٠/٠٣٦٥کیلومول بر متر مکعب است که این مقدار نسبت به مقدار گرفتگی ٣٠درصد به مراتب بیشتر است.

٤-١١-٢-تغییرات فشار:

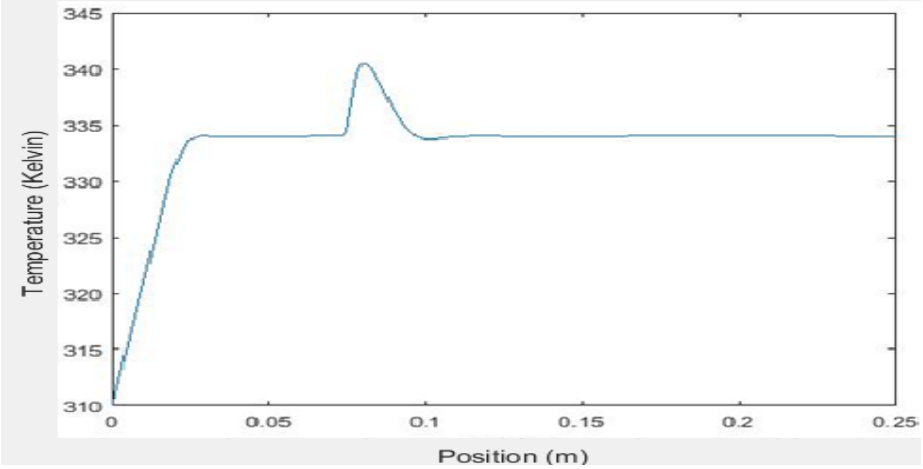


شکل ٤-١٤٤ :نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

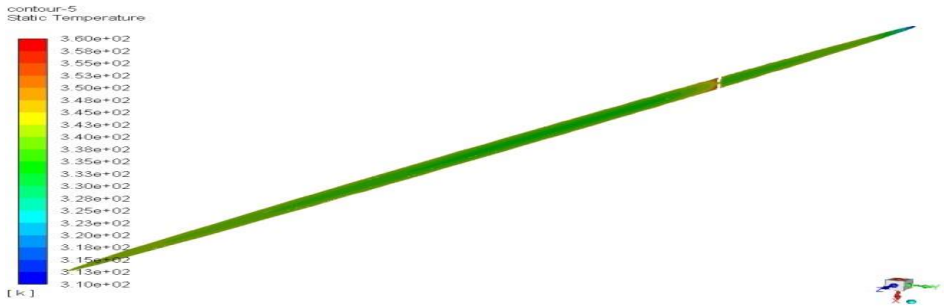


شکل ٤-١٤٥: تغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

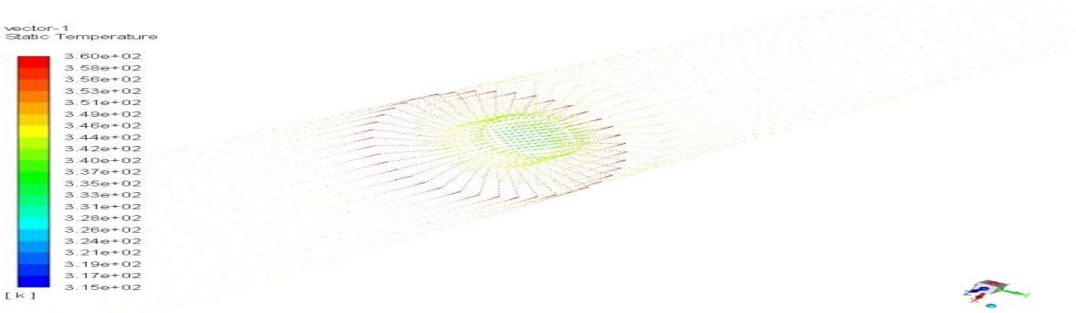
٤-١١-٣-تغییرات دما:



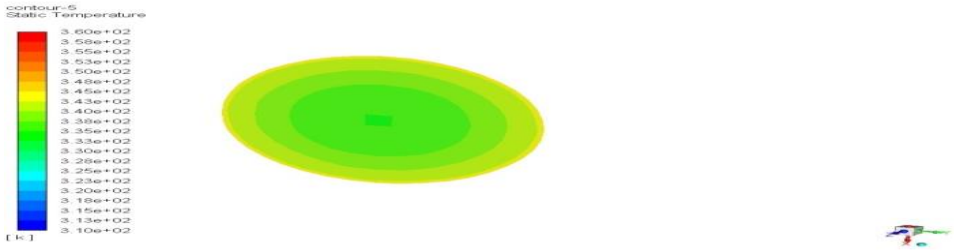
شکل ۴-۱۴۶:نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(٪۶۰ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



شکل ٤-١٤٧: تغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



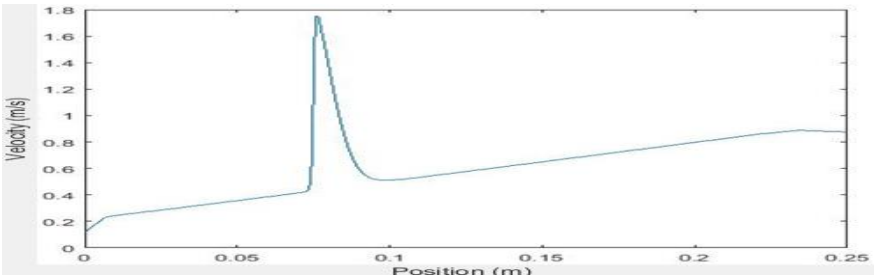
شکل ٤-١٤٨ :بردار تغییرات دما(٪٦٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



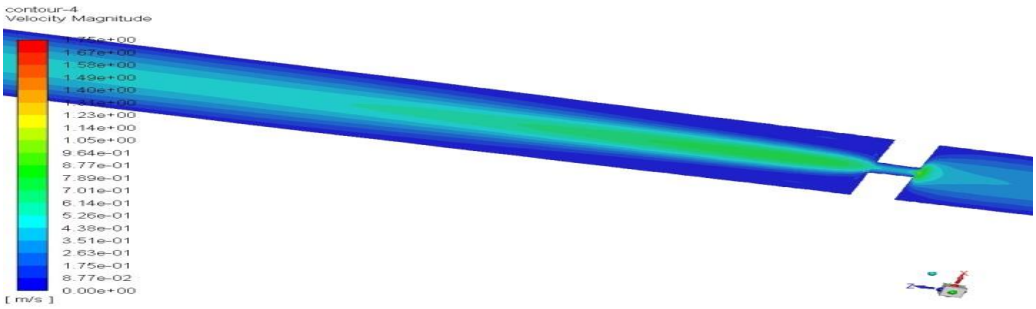
شکل ٤-١٤٩ : کانتور خروجی تغییرات دما در مقطع گرفتگی(٪٦٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

به دلیل ایجاد گرفتگی در رگ، تغییرات دما نیز در ابتدای گرفتگی در دیواره ها به دلیل ایجاد پرتو درمانی به مراتب قابل توجه است. همانطور که نشان داده شده، در موقعیت ۰/۰۷۵ متر که شروع گرفتگی می باشد، دما برابر با ۳۳۵ درجه کلوین و در ۰/۰۷٦ متر که گرفتگی تمام می شود، دما برابر با ۳٤۰درجه کلوین می باشد. پس از آن دما مجددا به ۳۳۵درجه رسیده و ثابت می ماند.

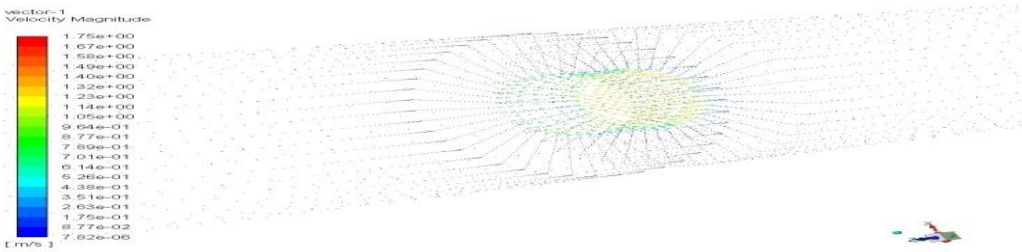
٤-١١-٤-تغییرات سرعت:



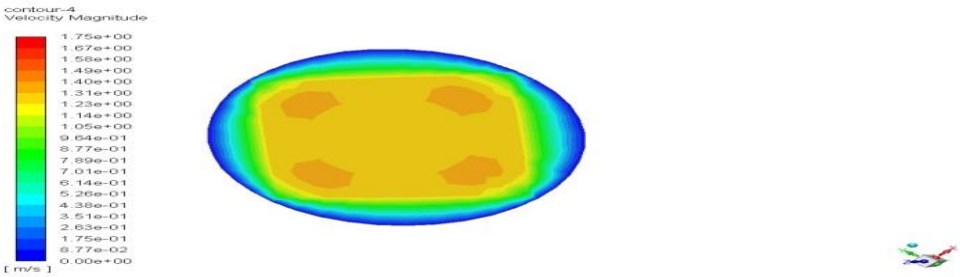
شکل٤-١٥٠:نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



شکل ٤-١٥١ :تغییرات سرتاسری سرعت در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



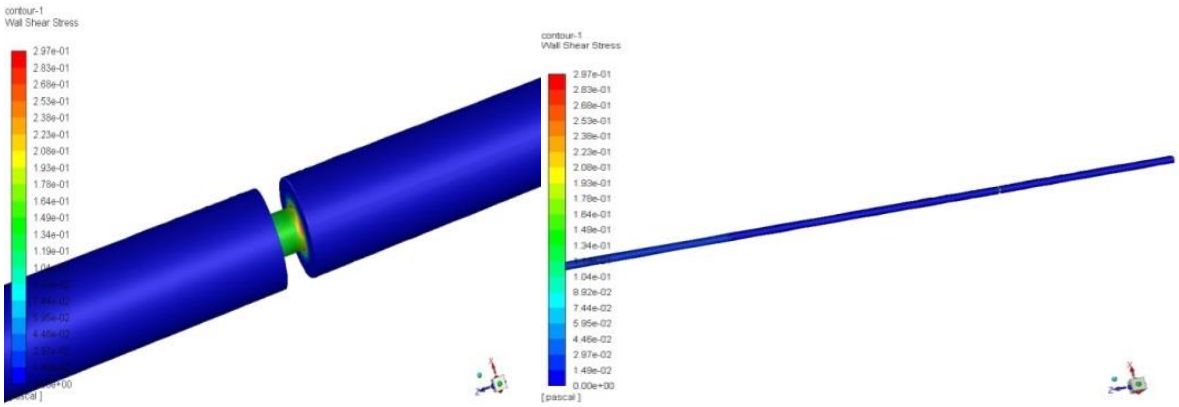
شکل ٤-١٥٢ : بردارتغییرات سرعت(٪٦٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



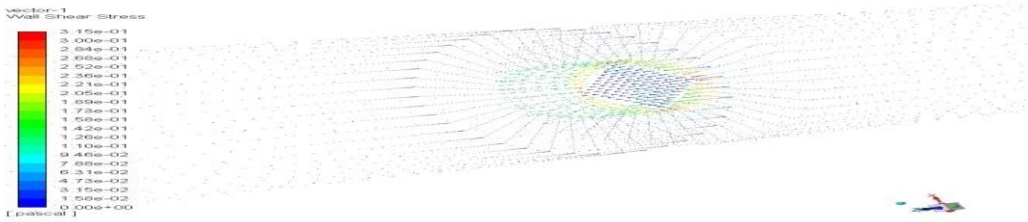
شکل ۴-۱۵۳: وکتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی از رگ(٪۶۰ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

با توجه به شکل های ٤-١٥٠ تا ٤-١٥٣ که تغییرات سرعت را نشان می دهد می توان نتیجه گرفت که با کاهش فشار، سرعت افزایش می یابد. بر این اساس، بخصوص در محل گرفتگی، از آن جا که فشار کاهش محسوسی داشته است، سرعت افزایش زیادی را به همراه داشته است که این موضوع ناشی از افزایش حرارت در این منطقه و کاهش غلظت ذرات چربی بدلیل استفاده از پرتو درمانی است.

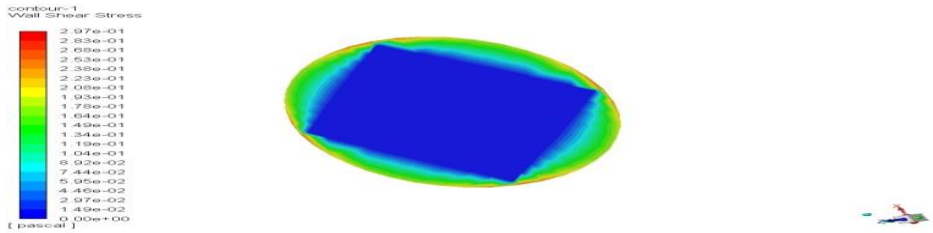
٤-١١-٥ – تغییرات تنش برشی دیواره:



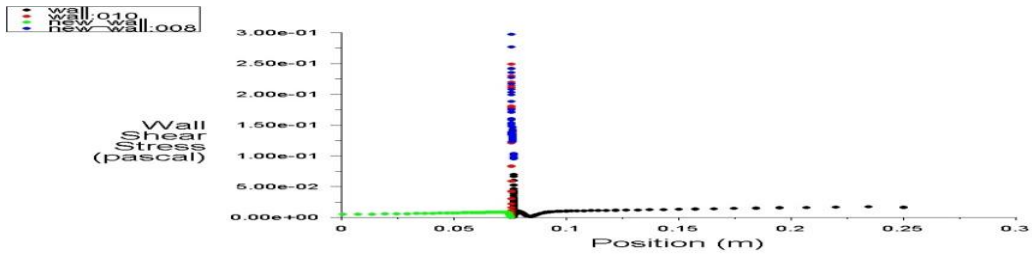
شکل ٤-١٥٤:تغییرات سرتاسری تغییرات تنش برشی دیواره در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



شکل ٤-١٥٥ :بردار تغییرات تنش برشی دیواره(٪٦٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



شکل ۴-۱۵۶: کانتور تغییرات تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی(٪۶۰ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

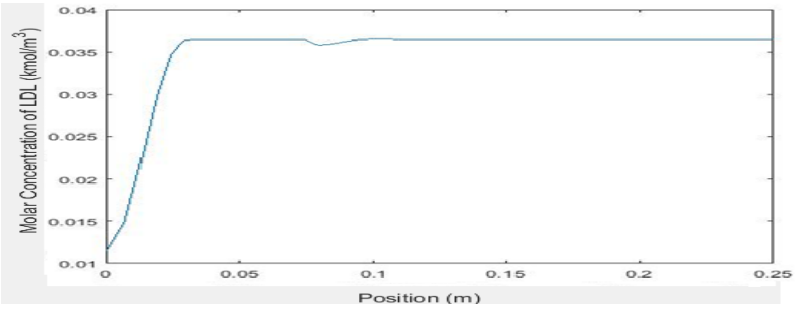


شکل٤-١٥٧: نمودارتنش برشی دیواره در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

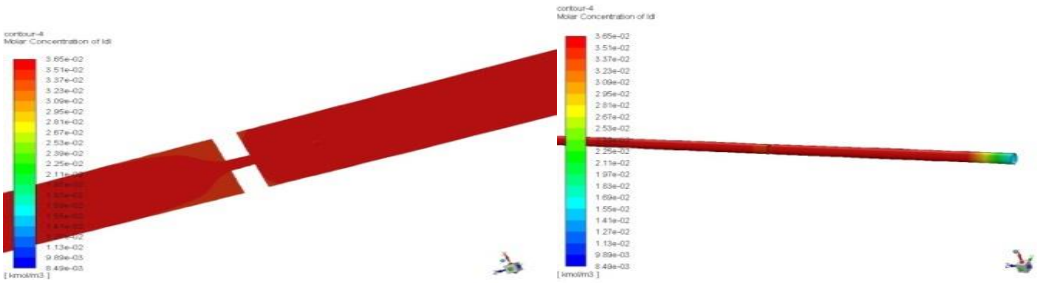
با کاهش دما وافزایش سرعت دردیواره گرفتگی، تنش برشی دیواره نیزکاهش یافته است. بر این اساس مشخص است که پس از گرفتگی، میزان تنش برشی تا حدود صفر نیز کاهش یافته است. بیشترین مقدار تنش برشی، برابر با ۰/۲۹۷ پاسکال می باشد که در ابتدای گرفتگی بوده است. طبق شکل ٤-١٥٦ بیشترین تنش برشی در دیواره های رگ در گرفتگی می باشد .

٤-١٢-رگ با گرفتگی٪٦٠ با استفاده از سیال غیرنیوتنی کارئو:

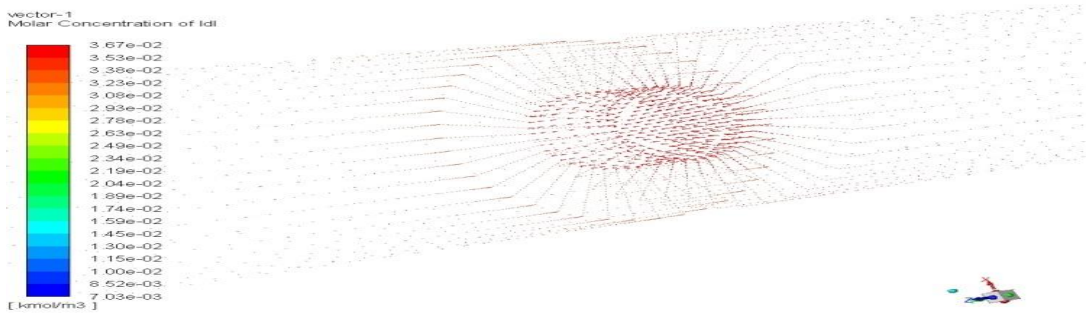
٤-١٢-١- تغییرات غلظت ال دی ال در رگ:



شکل ٤-١٥٨:نمودار تغییرات ال دی ال در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کاریو)



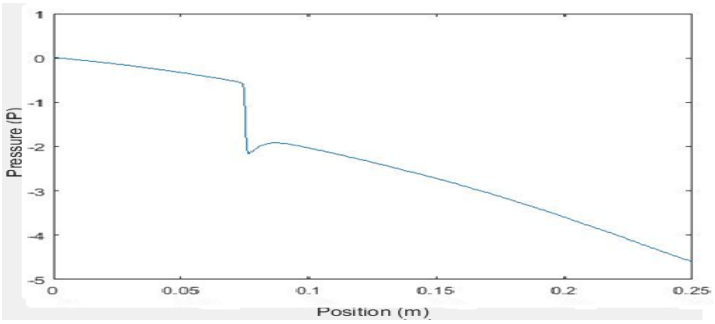
شکل۴-۱۵۹ :تغییرات سرتاسری ال دی ال در سراسر رگ(٪۶۰ سرعت دینامیکی-کاریو)



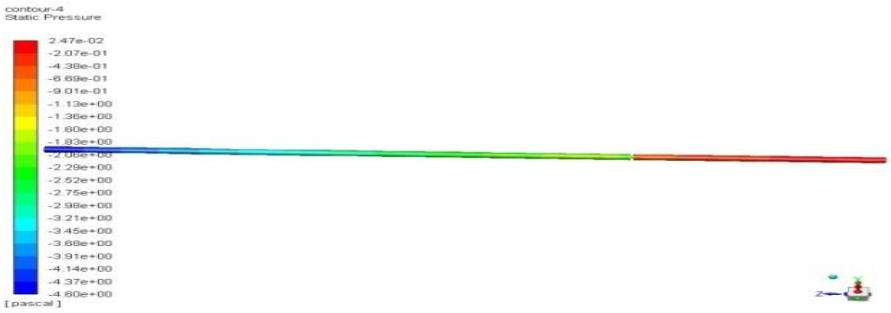
شکل ٤-١٦٠ : بردار تغییرات غلظت ال دی ال در رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

همانطور که پیش از این نیز عنوان شد، سیال غیر نیوتونی نسبت به سیال نیوتونی دارای ویسکوزیته بالاتری می باشد. از این رو این امر سبب افزایش غلظت و انباشته شدن چربی می شود. از این رو غلظت را با حالت پرتو درمانی توانستیم تا حدودی کم کنیم . اختلاف غلظت در حالا نیوتونی و کاریو اندک می باشد ولی کاریو غلظت کمتر با استفاده از حالت پرتو درمانی نسبت به حالت نیتونی دارد .

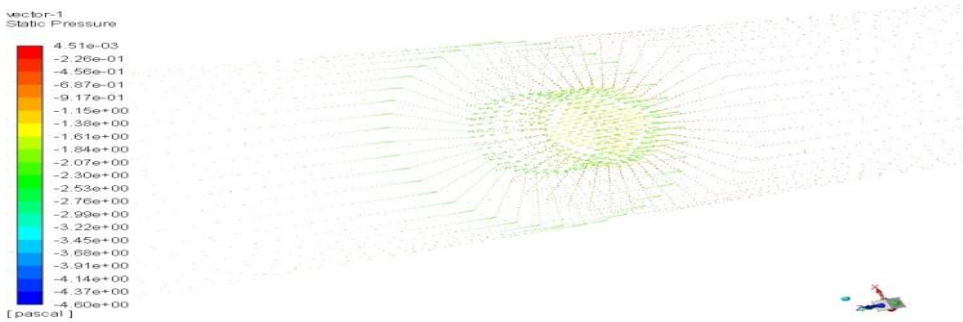
٤-١٢-٢- تغییرات فشار:



شکل ٤-١٦١ :نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

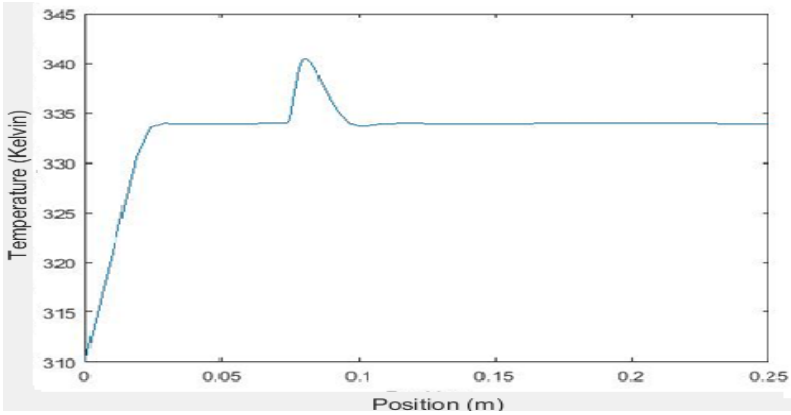


شکل ۴-۱۶۲ : کانتور تغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(٪۶۰ سرعت دینامیکی-کاریو)

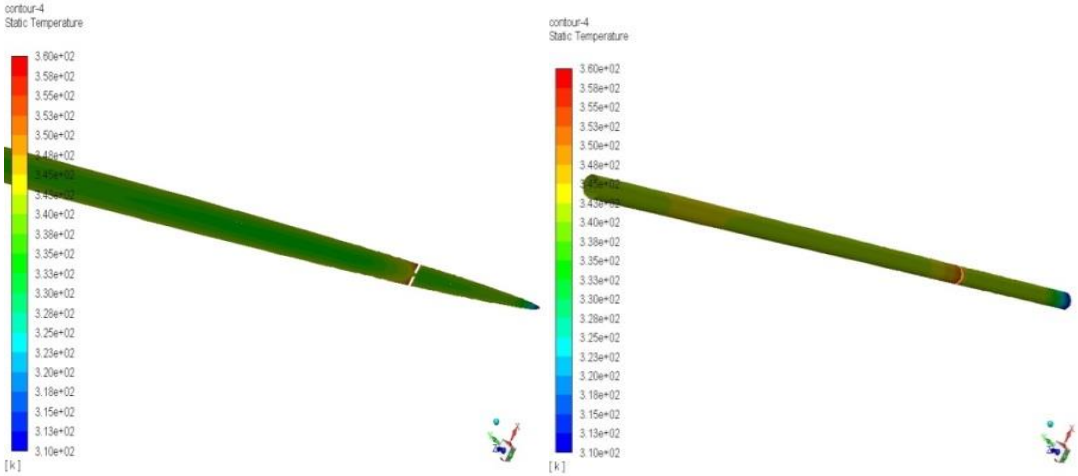


شکل ٤-١٦٣ :بردار تغییرات فشار(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

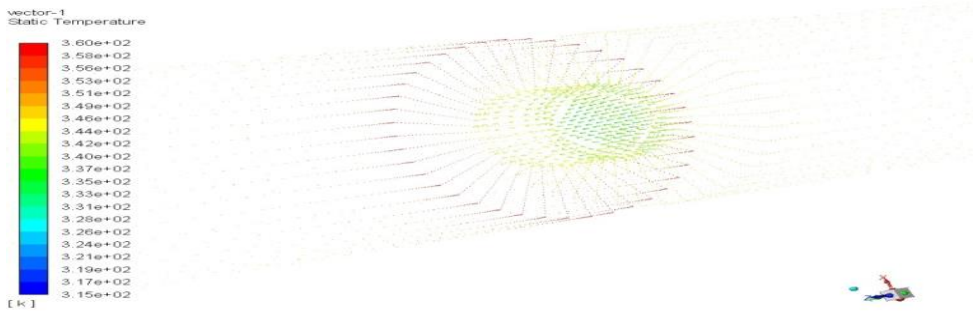
٣-١٢-٤ – تغییرات دما:



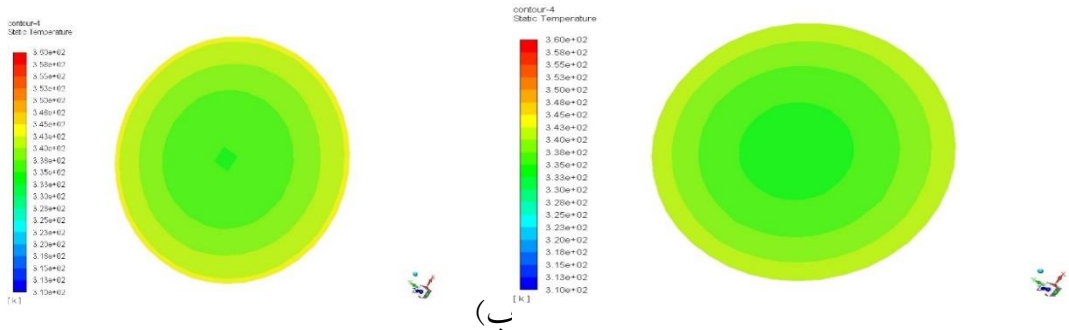
شکل ٤-١٦٤ :نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کاریو)



شکل ۴-۱۶۵ :کانتور تغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ(٪۶۰ سرعت دینامیکی-کاریو)



شکل ٤-١٦٦ :بردار تغییرات دما(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

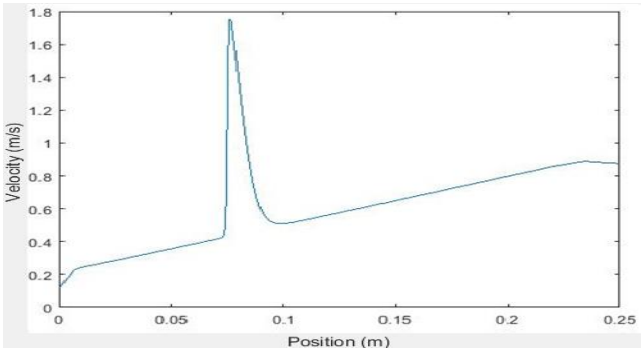


ب) الف)

شکل٤-١٦٧ :الف)کانتور تغییرات دما در خرجی ب) کانتور دما در مقطع گرفتگی(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

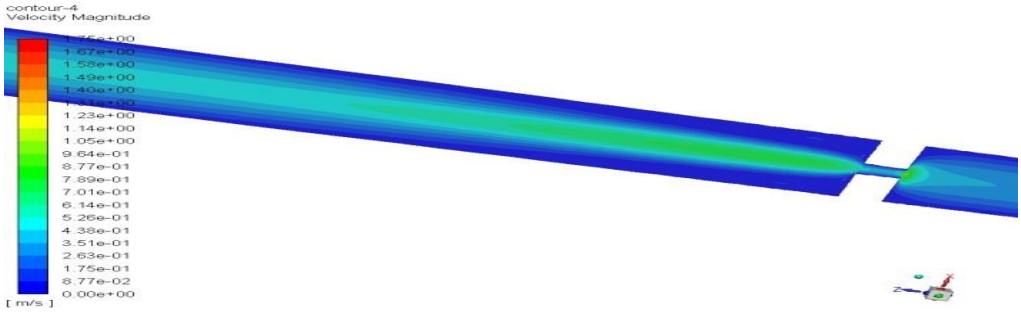
با مقایسه تغییرات دمایی برای گرفتگی ٦٠ درصد و ٣٠درصد در دو حالت سیال غیرنیوتنی کارئو، مشخص است که تغییرات دما در حالت ٦٠ درصد برابر با ٣٤٢ درجه کلوین و در حالت ٣٠ درصد برابر با ٣٤٤ درجه کلوین می باشد. بدین دلیل بیشتر دما صرف تجزیه لیپیدهای ال دی ال در مقطع گرفتگی می شود .

٤-١٢-٤ -تغییرات سرعت:



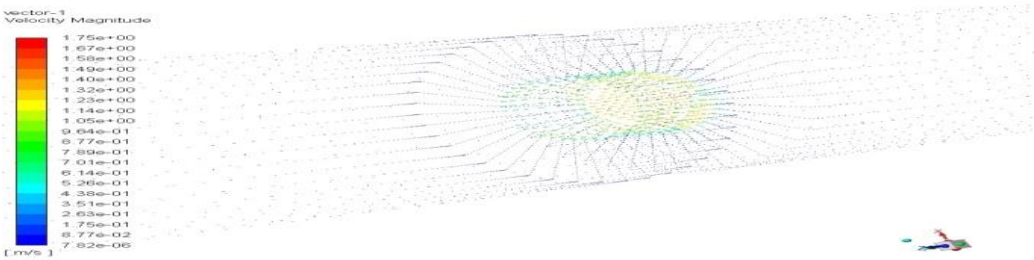
شکل۴-۱۶۸ :نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(٪۶۰ سرعت دینامیکی-کاریو)

شکل ٤-١٦٨ نشان دهنده تغییرات سرعت در سراسر رگ می باشد. مطابق این شکل بطور کلی با جابجایی سیال سرعت نیز روند افزایشی را دارد اما در محل گرفتگی شاهد افزایش ناگهانی زیادی هستیم که بلافاصله نیز با عبور سیال از محل گرفتگی سرعت کاهش یافته و به مقدار متناظر با محل آن نسبت به مبدا بر می گردد و طبق روند افزایشی قبل از محل گرفتگی ادامه پیدا می کند.لازم به ذکر است سرعت در دیواره های گرفتگی حداقل می باشد.



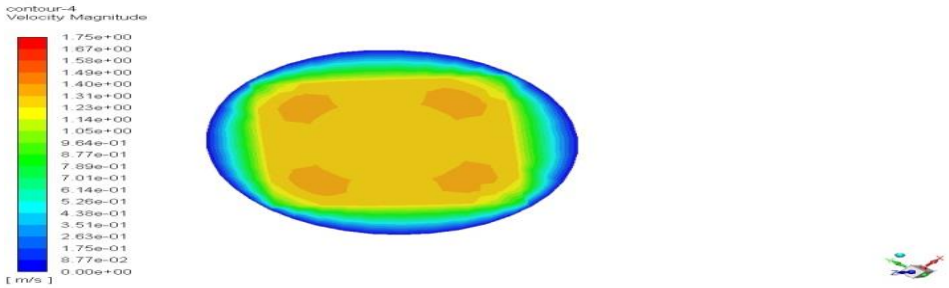
شکل ٤-١٦٩ : کانتور تغییرات سرعت سرتاسری در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

مطابق شکل ٤-١٦٩ نیز با نزدیک شدن به محل گرفتگی سرعت در مرکز رگ افزایش می یابد در عین حال که سرعت در نزدیکی دیواره ها کاهش می یابد و در مجاورت دیواره ورودی محل گرفتگی سرعت به پایین ترین حد خود می رسد .بعد از محل گرفتگی نیز سرعت دوباره افزایش می یابد و توزیع سرعت در مقطع سیال گسترده تر می شود.



شکل ٤-١٧٠ :بردار تغییرات سرعت(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

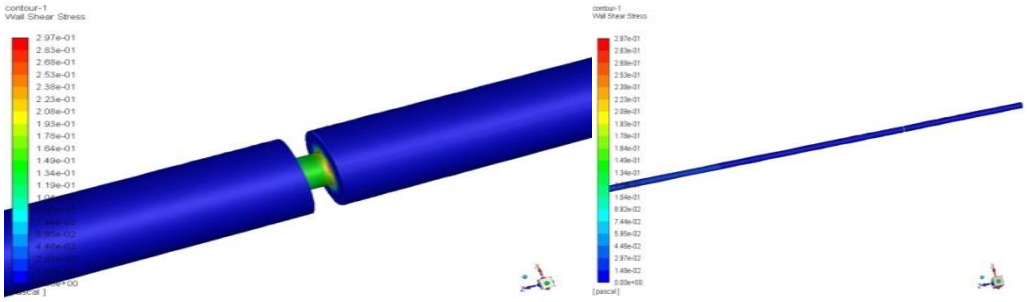
مطابق شکل ٤-١٧٠ با توجه به وکتورهای تغییر سرعت در نزدیکی محل گرفتگی جهت وکتورها به سمت مرکز گرفتگی می باشد و بعد از محل گرفتگی جهت وکتورها به سمت دیواره های رگ می باشد.



شکل٤-١٧١:کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی از رگ (٪٦٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

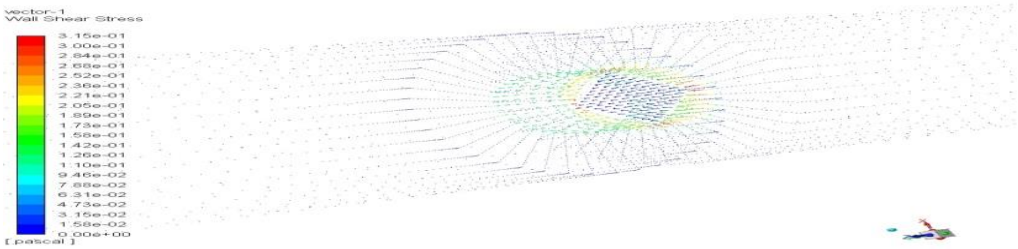
شکل ٤-١٧١ نشان دهنده کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی رگ می باشد.مطابق این شکل سرعت در مجاورت دیواره های رگ کمترین مقدار را دارد و در اطراف دیواره های محل گرفتگی(مرکز رگ) بیشینه سرعت اتفاق می افتد.

٤-١٢-٥- تغییرات تنش برشی دیواره:



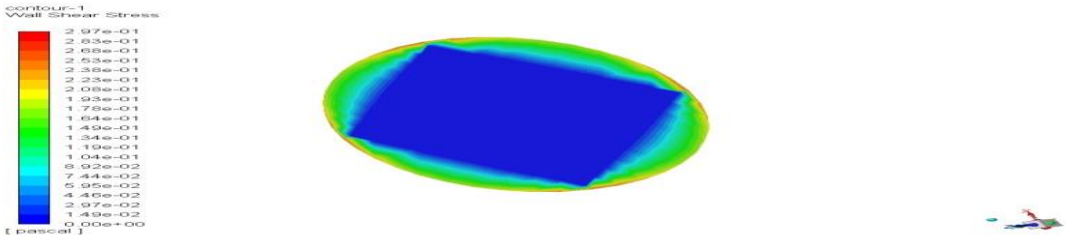
شکل ٤-١٧٢ :تغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

مطابق شکل ٤-١٧٢ کانتورهای تنش برشی در سراسر دیواره رگ ثابت است اما در محل گرفتگی به دلیل تغییر جهت وکتورهای سرعت و تغییر ناگهانی مقدار سرعت تنش برشی در دیواره ها افزایش چشمگیری را دارد.



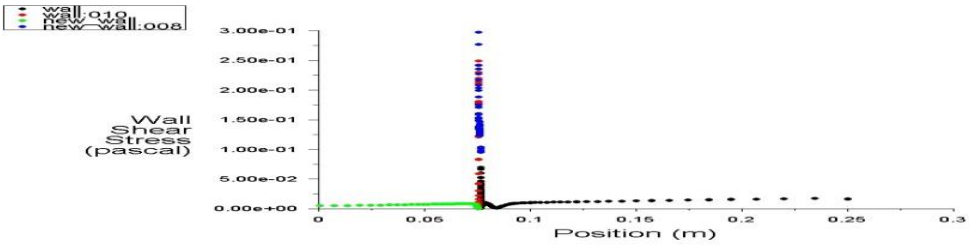
شکل ۴-۱۷۳ :بردار تنش برشی دیواره(٪۶۰ سرعت دینامیکی-کاریو)

همانگونه که در شکل ٤-١٧٣ نشان داده شده است بردار تنش های برشی دیواره در محل ورودی مقطع گرفتگی رو به مرکز مقطع می باشد و درمحل خروجی رو به محیط مقطع است.



شکل٤-١٧٤ :کانتور تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

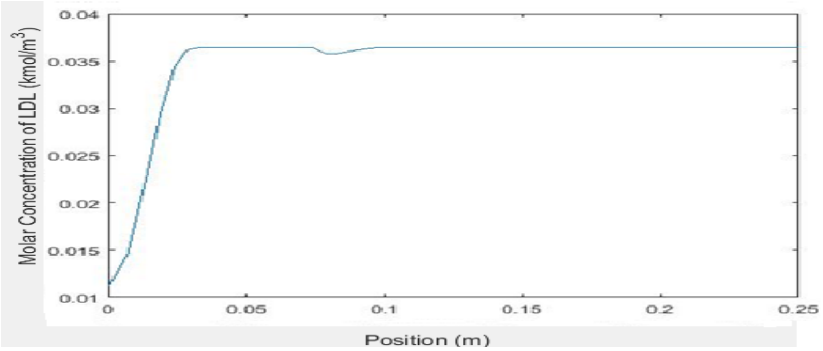
شکل ٤-١٧٤ نشان دهنده کانتورهای تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی می باشد.مطابق این شکل تنش برشی در اطراف دیواره ها بیشترین مقدار را داراست.



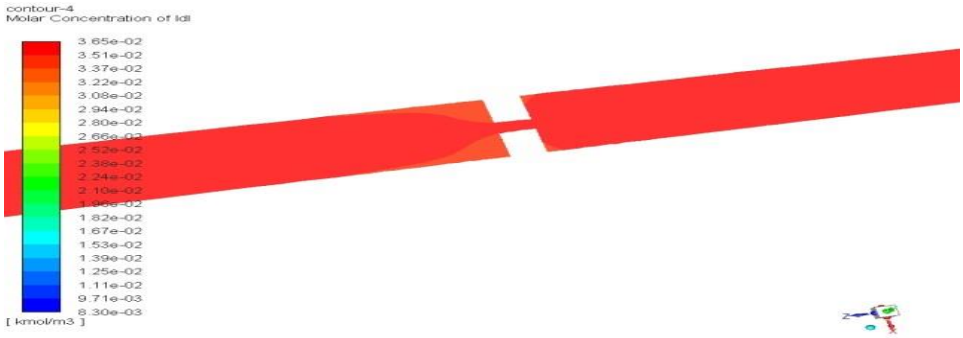
شکل٤-١٧٥: نمودار تنش برشی دیواره در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کاریو)

١٣-٤-رگ با گرفتگی٪٦٠ با استفاده از سیال غیرنیوتنی کراس:

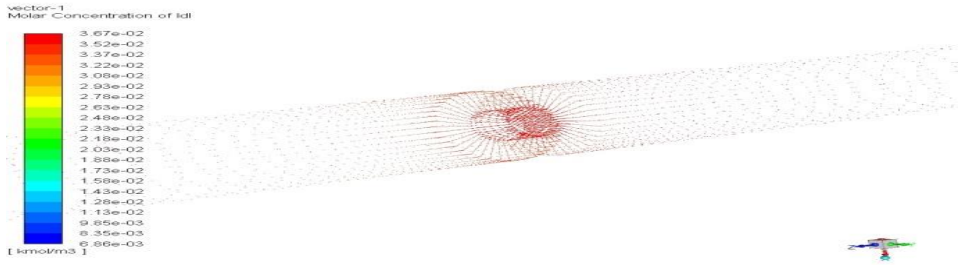
٤-١٣-١- تغییرات غلظت ال دی ال در رگ :



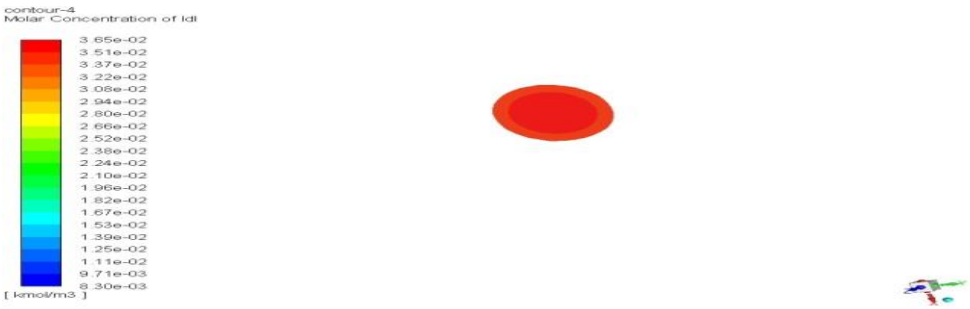
شکل ۴-۱۷۶:نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ(٪۶۰ سرعت دینامیکی-کراس)



شکل٤-١٧٧ :تغییرات سرتاسری غلظت ال دی ال در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کراس)



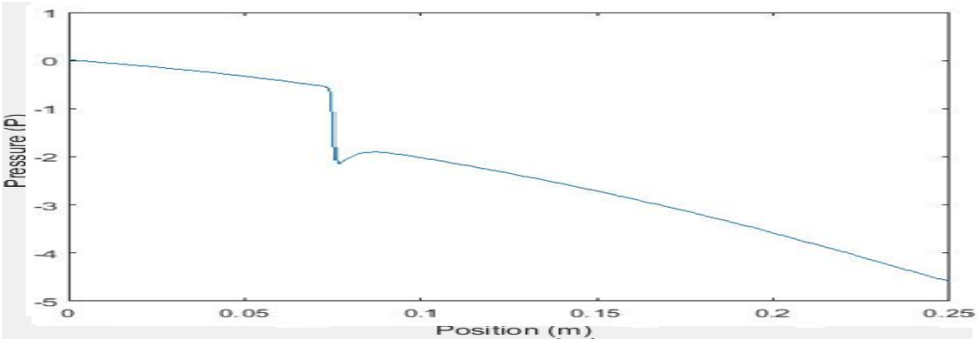
شکل ٤-١٧٨ :بردار تغییرات غلظت ال دی ال(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کراس)



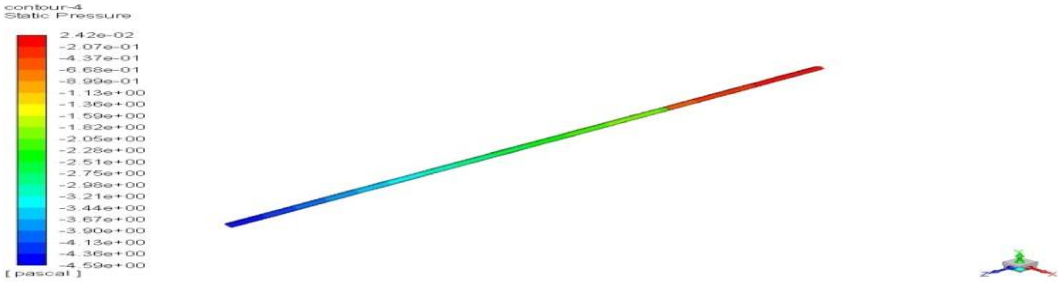
شکل ٤-١٧٩: کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی از رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کراس)

با توجه به اشکال ٤-١٧٦ تا ٤-١٧٩ تغییرات غلظت ال دی ال با نزدیک شدن به مقطع گرفتگی به سرعت افزایش یافته است.در عین حال مقدار غلظت ال دی ال در مجاورت دیواره مقطع گرفتگی کاهش یافته و در مرکز رگ افزایش یافته است و بطور کلی مقدار کمی کاهش در مقطع گرفتگی وجود دارد .

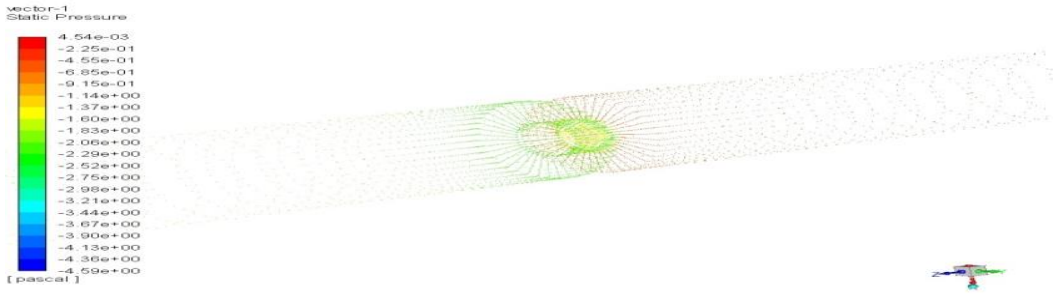
٤-١٣-٢- تغییرات فشار:



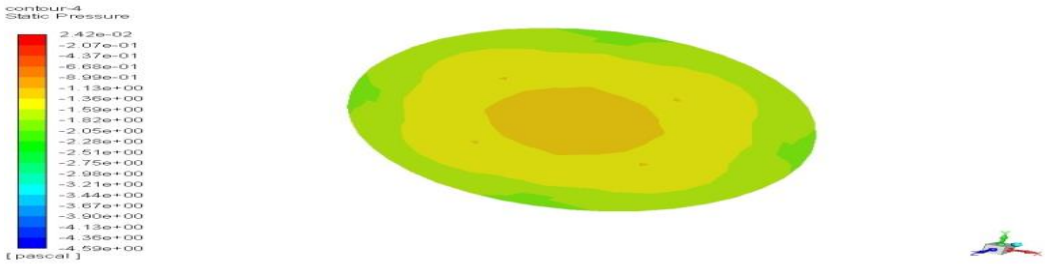
شکل ٤-١٨٠:نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کراس)



شکل ٤-١٨١:تغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کراس)



شکل ۴-۱۸۲:بردار تغییرات فشار(٪۶۰ سرعت دینامیکی-کراس)

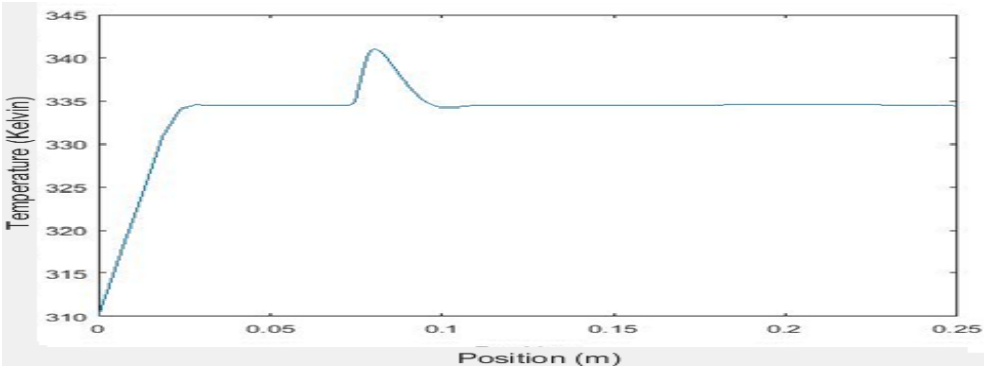


شکل ۴-۱۸۳: کانتور تغییرات فشار در مقطع گرفتگی(٪۶۰ سرعت دینامیکی-کراس)

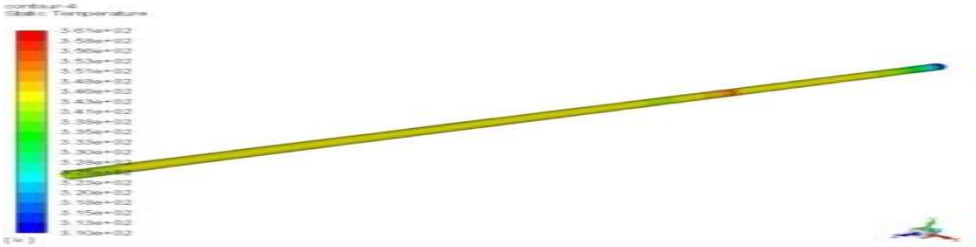
تغییرات فشار در طول رگ شیب نسبتا ثابتی را دارد که در واقع افزایش با شیب منفی را نشان می دهد و تنها در محل گرفتگی تغییر ناگهانی و افزایش زیادی را شاهد هستیم و بعد از آن دوباره شیب منفی یکسانی را طی می کند.

مقدار فشار منفی در مرکز مقطع رگ بیشترین مقدار و در مجاورت دیواره ها کمترین مقدار را دارد.

٤-١٣-٣ تغییرات دما :

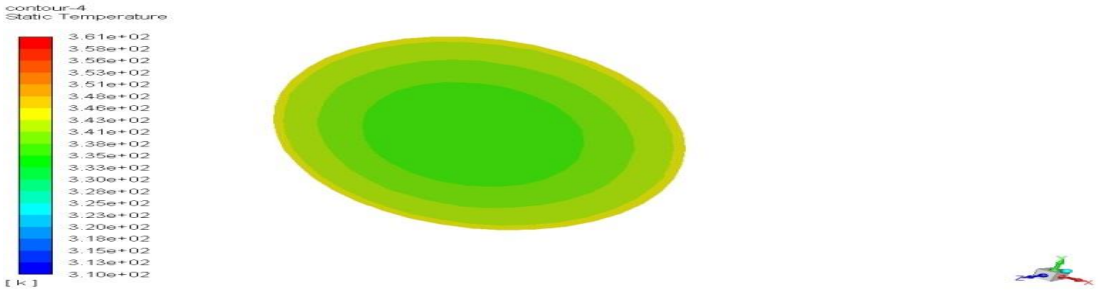


شکل ٤-١٨٤:نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کراس)



شکل٤-١٨٥ :کانتور تغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کراس)

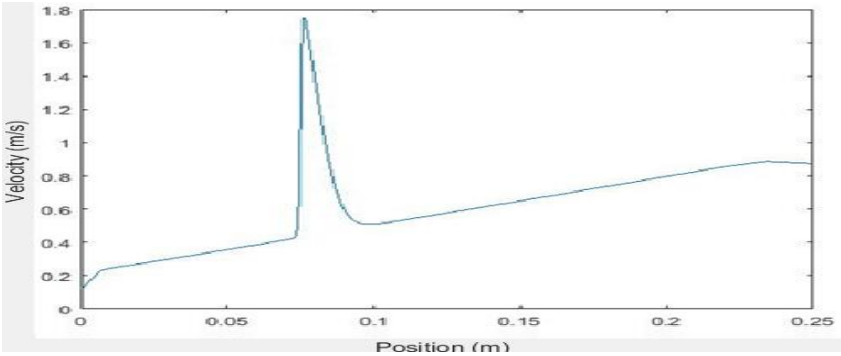
شکل ۴-۱۸۶ :بردار تغییرات دما(٪۶۰ سرعت دینامیکی-کراس)



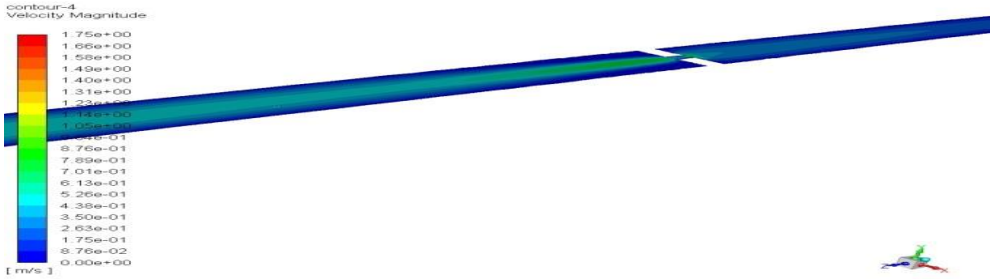
شکل ٤-١٨٧ :کانتور تغییرات دما در خروجی رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کراس)

همانگونه که در اشکال مربوط به تغییرات دما مشاهده می شود با شروع حرکت سیال از مبدا دما افزایش یافته و بعد ثابت شده است در عین حال که در ورودی و خروجی محل گرفتگی همگام با افزایش و کاهش سرعت و فشار دما نیز افزایش و سپس کاهش یافته است و دوباره به مقدار ثابت قبل از محل گرفتگی می رسد.بطور کلی نیز دما در مرکز مقطع رگ کمتر از کنار دیواره ها میباشد.

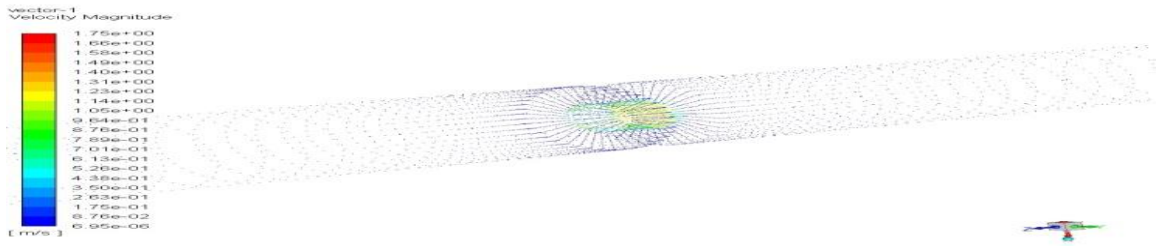
٤-١٣-٤ -تغییرات سرعت :



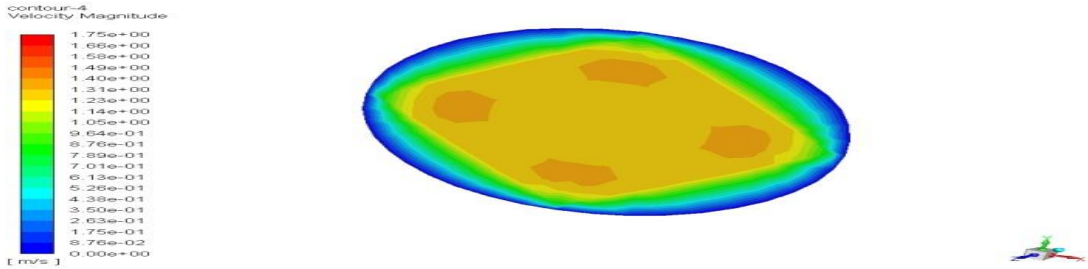
شکل ٤-١٨٨:نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کراس)



شکل ۴-۱۸۹: کانتورتغییرات سرتاسری سرعت در سراسر رگ(٪۶۰ سرعت دینامیکی-کراس)

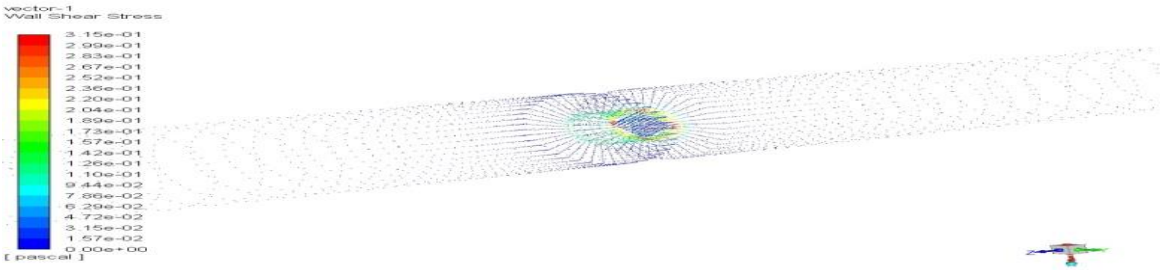


شکل٤-١٩٠ :بردار تغییرات سرعت(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کراس)

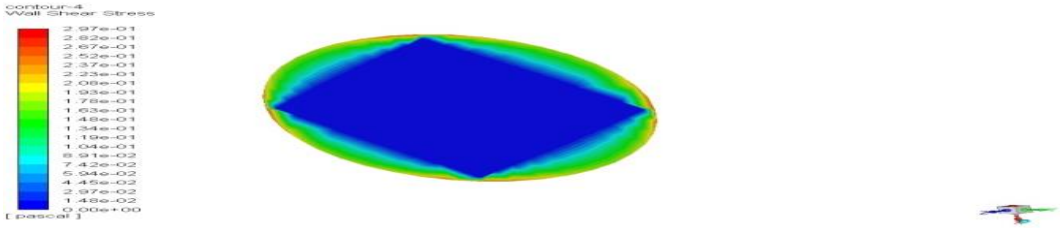


شکل ٤-١٩١:کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کراس)

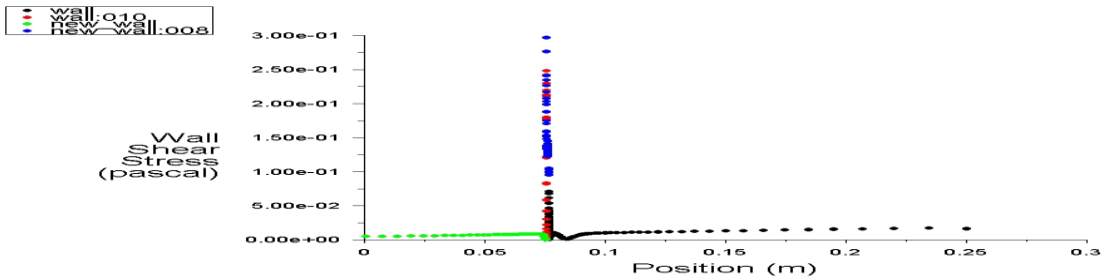
٤-١٣-٥- تغییرات تنش برشی دیواره در رگ :



شکل ٤-١٩٢:وکتور تغییرات تنش برشی دیواره(٪٦٠ سرعت دینامیکی-کراس)



شکل ۴-۱۹۳ :کانتور تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی(٪۶۰ سرعت دینامیکی-کراس)

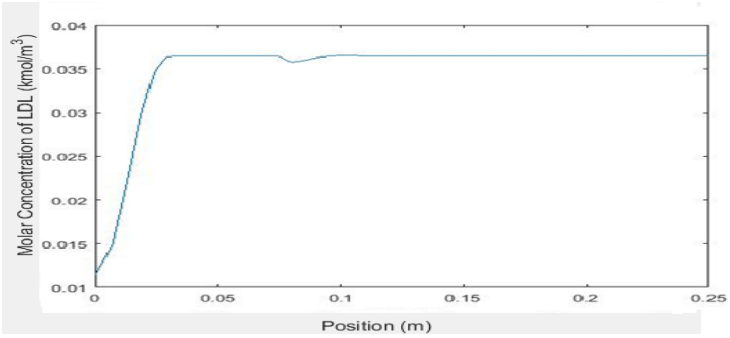


شکل٤-١٩٤: نمودار تنش برشی (٪٦٠ سرعت دینامیکی-کراس)

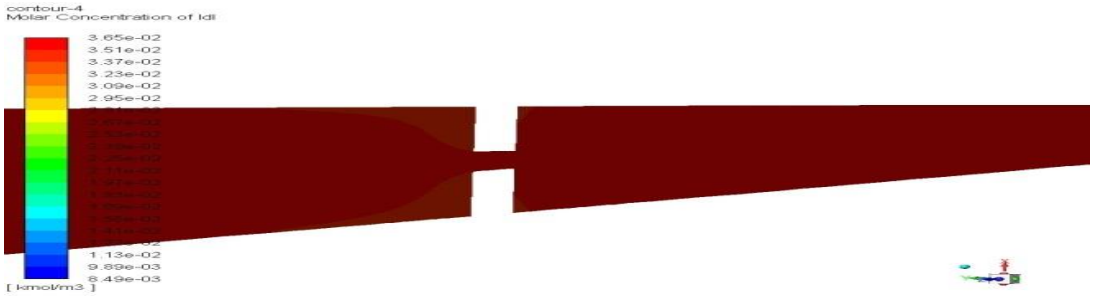
همانطور که در نتایج تنش برشی دیواره مشخص است، به دلیل کاهش غلظت در محدوده گرفتگی، تنش برشی افزایش قابل توجهی داشته که بر اساس مشاهدات به طور ناگهانی از ٠/٤ پاسکال تا ١/٧٥پاسکال افزایش یافته است.

٤-١٤-رگ با گرفتگی ٦٠ ٪ با استفاده از سیال غیر نیوتونی پاورلو:

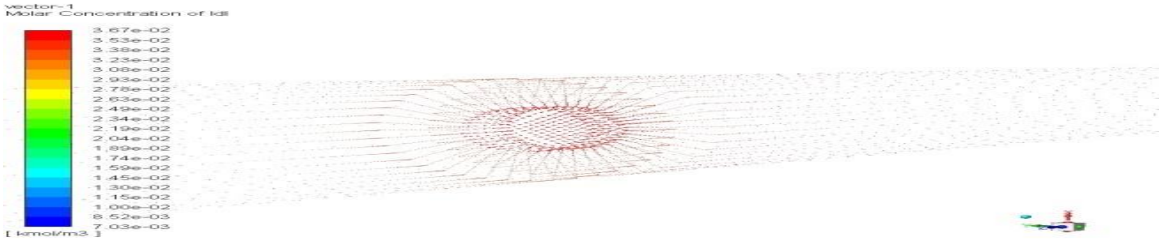
٤-١٤-١- تغییرات غلظت ال دی ال در رگ :



شکل٤-١٩٥ :نمودار تغییرات ال دی ال در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)



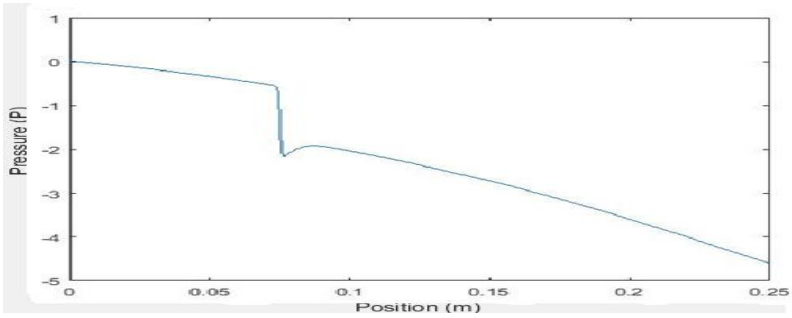
شکل۴-۱۹۶ : کانتور تغییرات سرتاسری غلظت ال دی ال در سراسر رگ(٪۶۰ سرعت دینامیکی-پاورلو)



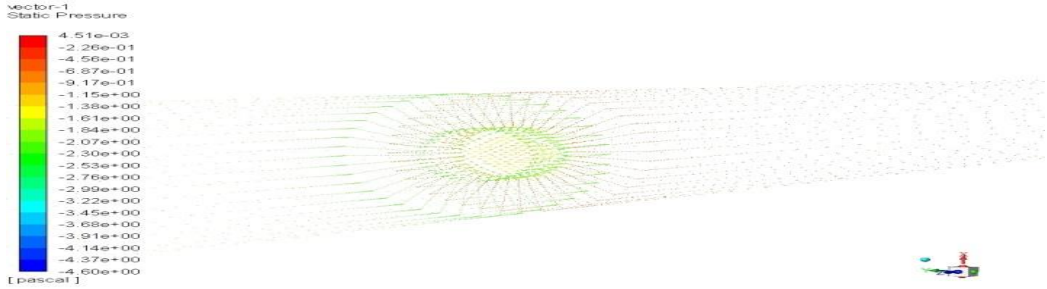
شکل ٤-١٩٧:بردار تغییرات غلظت ال دی ال در رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)

بر اساس شکل ٤-١٩٦ که نشان دهنده کانتور غلظت ال دی ال در کل رگ می باشد، مشاهده می گردد که غلظت ال دی ال در بیشترین مقدار در محل گرفتگی در مرکز رگ قرار گرفته است. این مقدار برابر ٠/٠٣٦٥کیلومول بر متر مکعب است که به مرور زمان پس از فاصله گرفتن از محل گرفتگی، این مقدار تا ٠/٠٣٣٧ کیلومول بر متر مکعب کاهش یافته است.

٤-١٤-٢- تغییرات فشار:



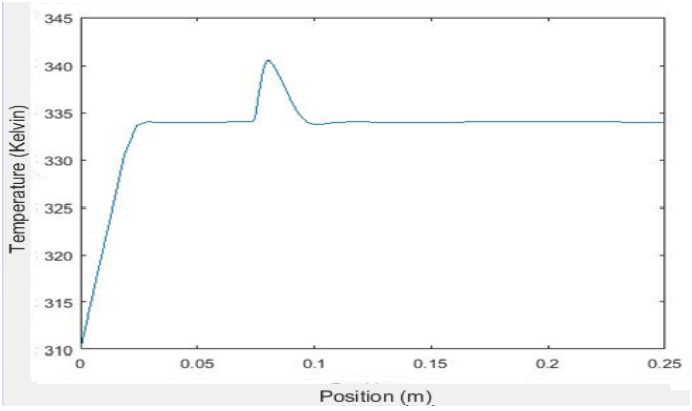
شکل ٤-١٩٨:نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)



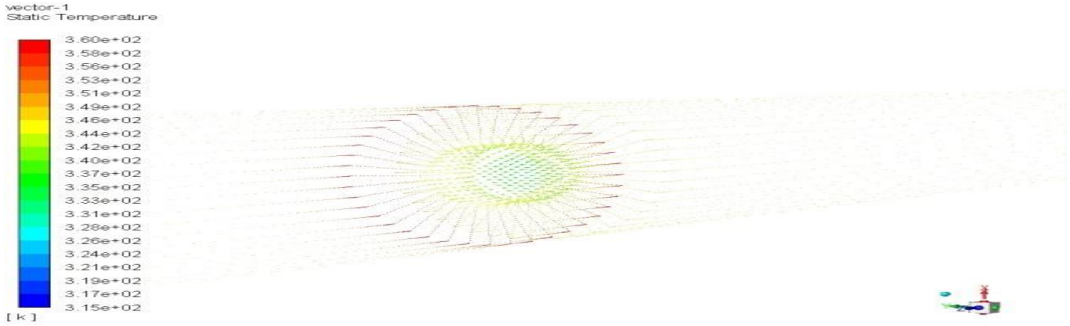
شکل ٤-١٩٩: بردار تغییرات فشار(٪٦٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)

افت فشار در محل گرفتگی امری طبیعی می باشد. از این رو انتظار می رود که سرعت در صورت کاهش فشار افزایش یابد. در شکل های فوق نشان داده شده است که افت فشار در محل گرفتگی از ٠/٥- پاسکال تا ٢- پاسکال کاهش یافته است.

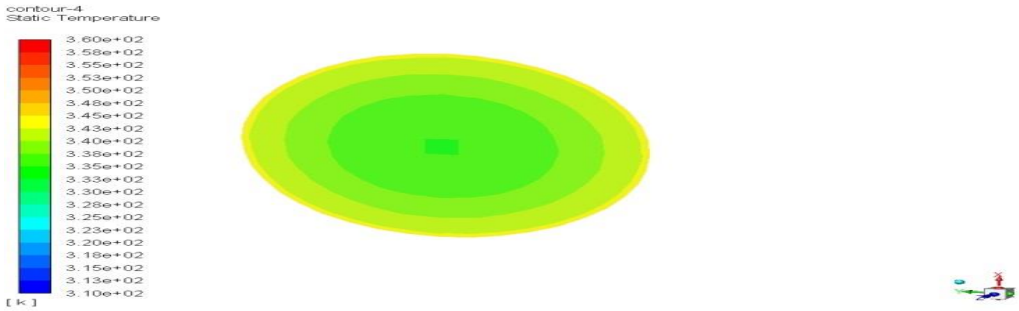
٤-١٤-٣-تغییرات دما:



شکل ٤-٢٠٠: نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)



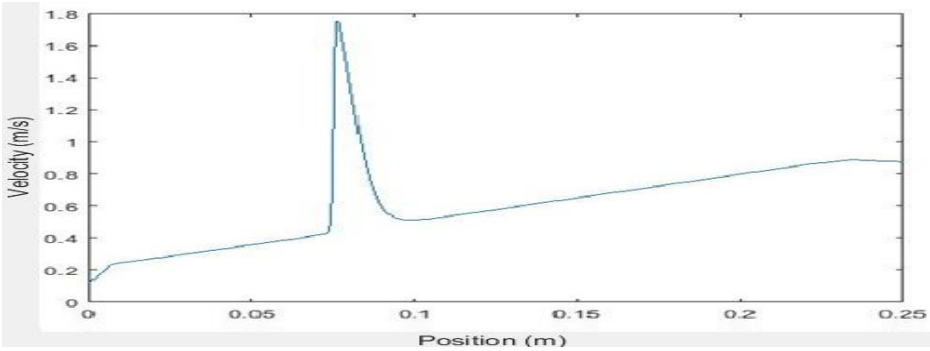
شکل ٤-٢٠١:بردار تغییرات دما (٪٦٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)



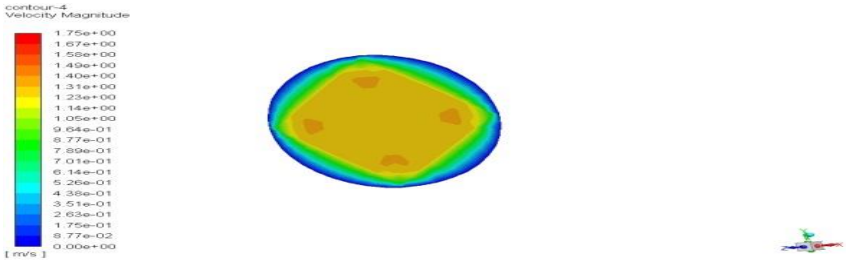
شکل ٤-٢٠٢:کانتور تغییرات دما در مقطع گرفتگی

بر اساس نتایج بدست آمده از تحلیل دما برای سیال غیرنیوتونی در مدل کراس در گرفتگی ٦٠ درصد، این موضوع اثبات می گردد که در محل گرفتگی دما به حداکثر مقدار خود یعنی ٣٦٠ درجه کلوین رسیده است و پس از این ناحیه، دما کاهش یافته و به ٣٤٥ درجه کلوین می رسد.

٤-١٤-٤-تغییرات سرعت:



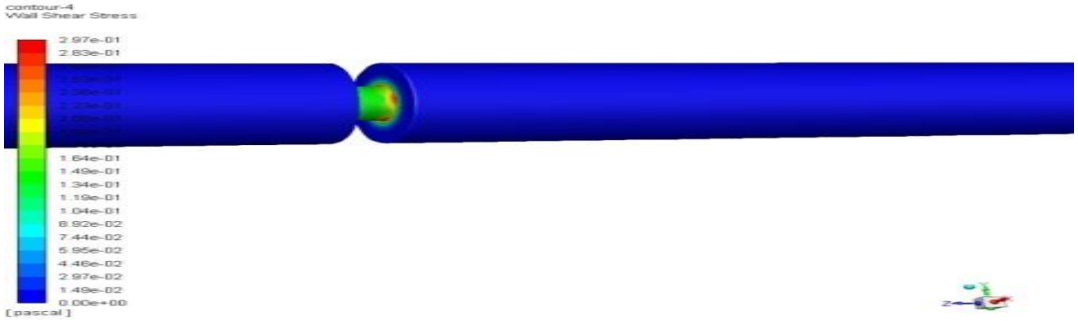
شکل ٤-٢٠٣:نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)



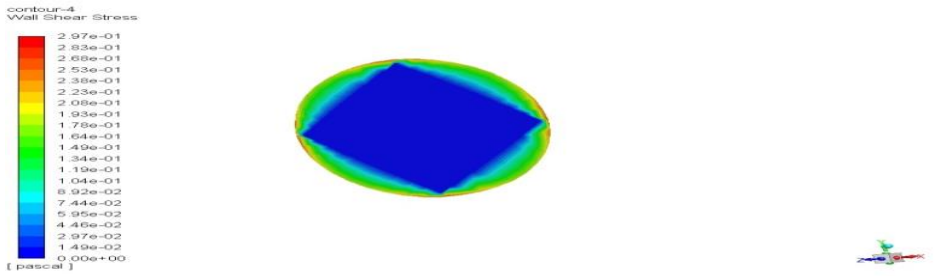
شکل ٤-٢٠٤:کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی(٪٦٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)

کاهش فشار در تحلیل تغییرات فشار گویای این مساله بود که سرعت افزایش یافته است. از این رو با بررسی نتایج نمودار تغییرات سرعت، افزایش سرعت تا ۱/۷۵ متر بر ثانیه نیز رسیده است. این بیشترین مقدار در ناحیه گرفتگی می باشد که پس از این ناحیه، سیر صعودی سرعت آهسته تر شده است.

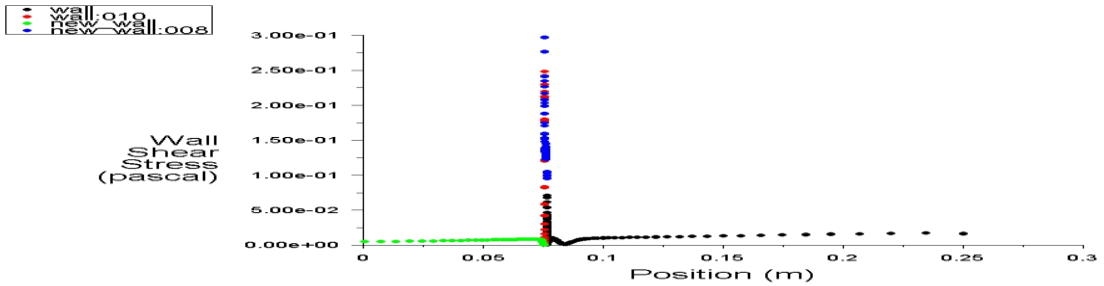
٤-١٤-٥- تغییرات تنش برشی دیواره :



شکل ٤-٢٠٥:کانتور تغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)

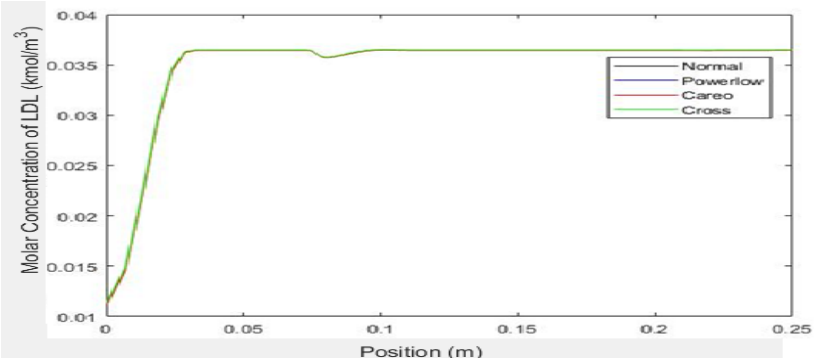


شکل ٤-٢٠٦:کانتور تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی از رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)



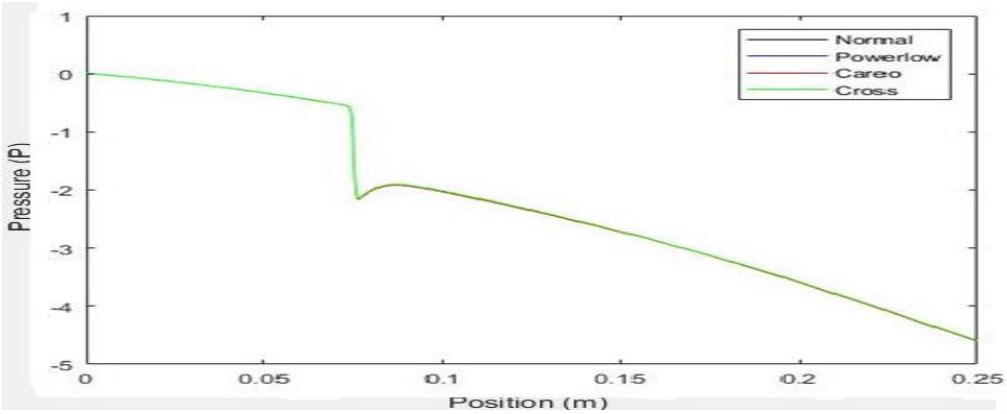
شکل ٤-٢٠٧: نمودار تنش برشی دیواره در سراسر رگ(٪٦٠ سرعت دینامیکی-پاورلو)

تنش برشی از عواملی است که مستقیما با غلظت دیواره در ارتباط است. هرچه غلظت افزایش تنش برشی کاهش می یابد. این مساله در شکل های فوق نشان داده شده است. همانطور که در محل گرفتگی، غلظت کاهش یافته، تنش برشی افزایش یافته است و پس از آن چون غلظت افزایش یافته، تنش برشی کاهش یافته است. حال به بررسی مقایسه به تمامی مدل ها در ٦٠ درصد می پردازیم.



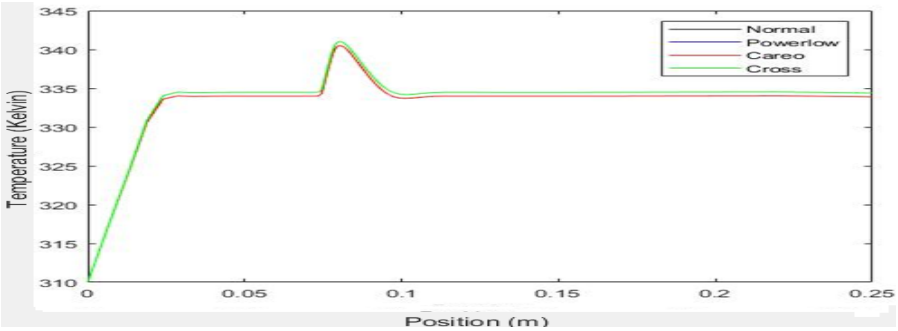
شکل٤-٢٠٨: تغییرات غلظت ال دی ال درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٦٠ سرعت دینامیکی)

شکل ٤-٢٠٨ تغییرات غلظت دررگ در مقطع گرفتگی ٦٠درصد اختلافات بسیار ناچیز است ، در مدل کراس غلظت ال دی ال بطور ناچیزی از دیگر مدل ها کمتر است .



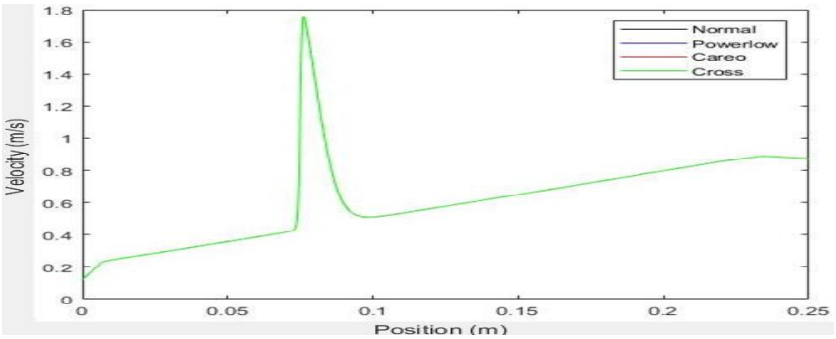
شکل ٤-٢٠٩: تغییرات فشار استاتیک درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٦٠ سرعت دینامیکی)

همانطور که درشکل ٤-٢٠٩ مشاهده می شود فشار استاتیک در مدل کراس با اختلاف ناچیزی از دیگر سیالات کمتر است . اختلافات فشار در همه مدل ها بسیار ناچیز است .



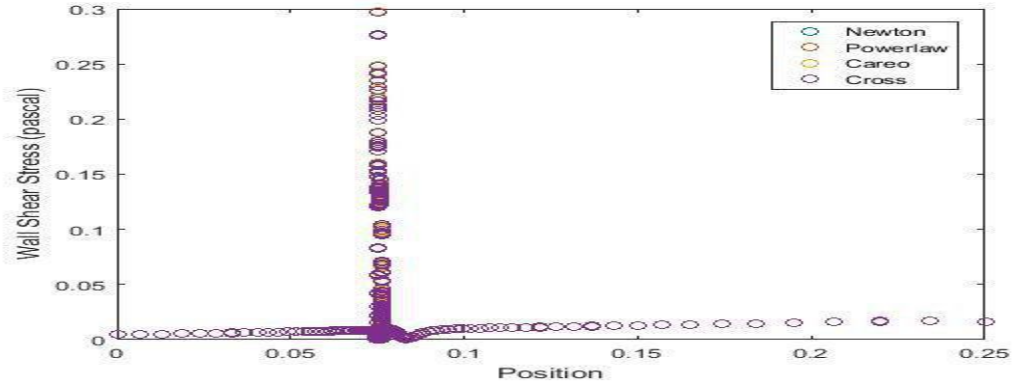
شکل٤-٢١٠: تغییرات دما درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٦٠ سرعت دینامیکی)

همانطور که درشکل ٤-٢١٠ به وظوح مشاهده می شود دما درمدل کراس به دلیل اثرات هایپرترمیایی در مقطع گرفتگی از مدل های دیگر بالاتر است و نشان از تجزیه بهتر لیپیدهای ال دی ال در مقطع گرفتگی است. پس از مدل کراس مدل کاریو قرار دارد که کمترین دما را نسبت به مدل کراس دارد ، در مدل پاورلو و نیوتونی اختلافات ناچیز است و تا حدودی به کاریو نزدیک است .



شکل٤-٢١١: تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٦٠ سرعت دینامیکی)

در شکل ٤-٢١١ بیشترین سرعت نسبت به دیگر مدل ها متعلق به مدل غیرنیوتونی کراس است ، قابل به ذکر است اختلافات بسیار ناچیز است و مدل کاریو ، پاورلو و نیوتونی رفتاری مشابه داشتند و اختلافات ناچیز است .

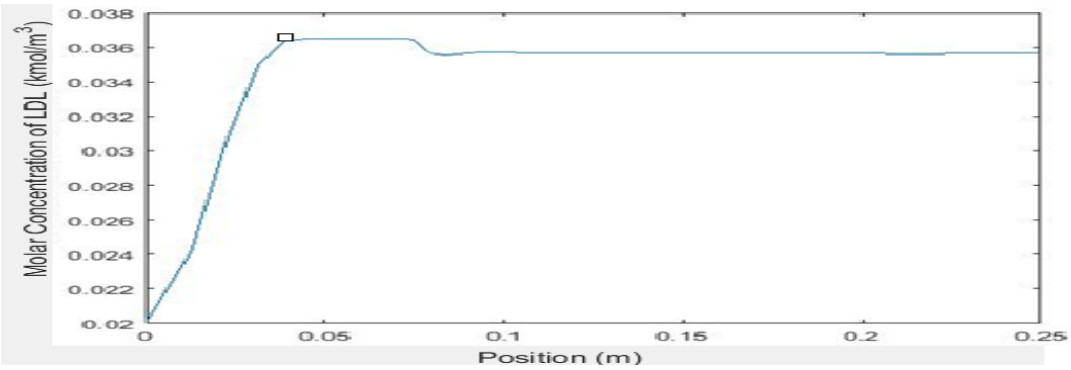


شکل ٤-٢١٢: تغییرات تنش برشی درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٦٠ سرعت دینامیکی)

دراین نمودار شاهد بیشترین تنش برشی در مدل کراس هستیم و نظریه کاهش غلظت در دیواره را ها را رعایت می کند . در این نوع سیال میتوانیم برای اثرات پرتو درمانی جهت کاهش غلظت استفاده کنیم.

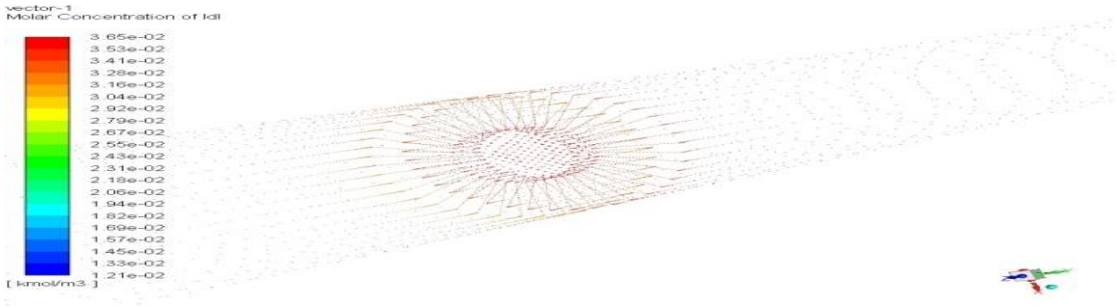
٤-١٥-رگ با گرفتگی ٨٠ ٪ با استفاده از سیال نیوتنی :

٤-١٥-١-تغییرات غلظت ال دی ال در رگ:

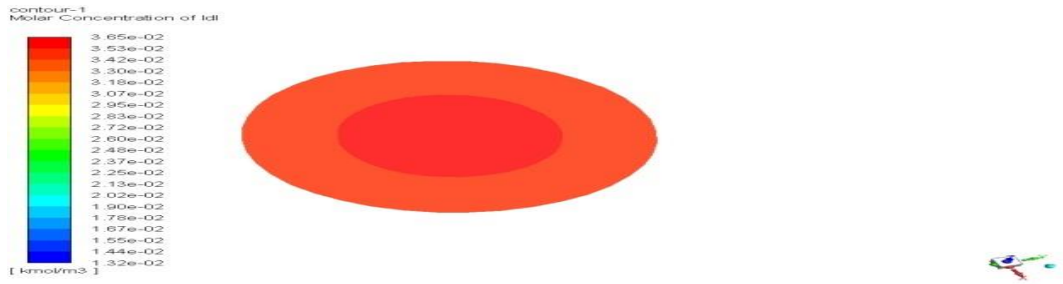


شکل٤-٢١٣:نمودار تغییرات ال دی ال در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

شکل٤-٢١٤: کانتور تغییرات سرتاسری غلظت ال دی ال در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



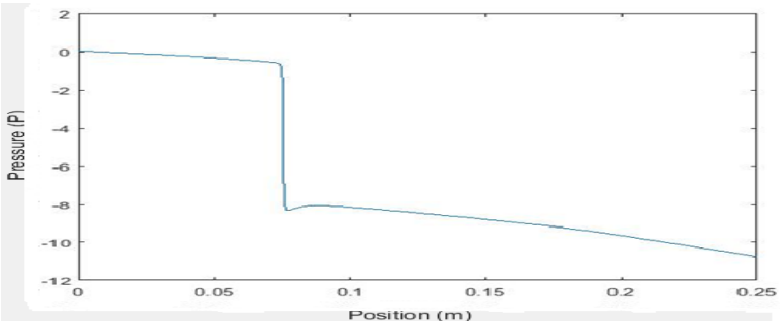
شکل٤-٢١٥ :بردار تغییرات غلظت ال دی ال(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



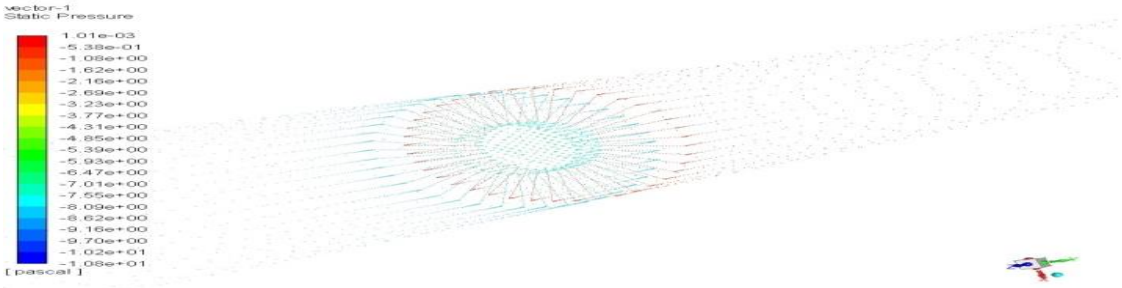
شکل٤-٢١٦:کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی از رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

بر اساس نتایج بدست آمده از تغییرات غلظت برای سیال نیوتنی در گرفتگی ٨٠ درصد مشخص می شود که در ابتدای رگ، غلظت کم و در حدود ٠/٠٢٤٨کیلومول بر متر مکعب می باشد و با حرکت به سمت انتهای رگ، این مقدار به ٠/٠٣٦٥ کیلومول بر متر مکعب رسیده است.

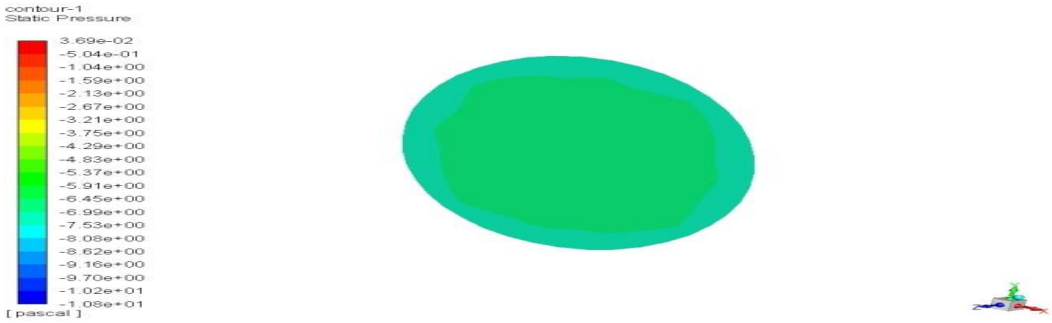
٢-١٥-٤-تغییرات فشار:



شکل ٤-٢١٧:نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



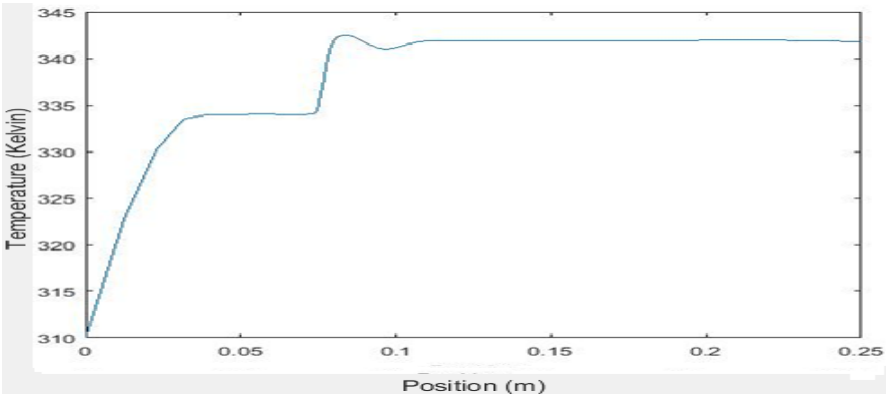
شکل ٢-٢١٨: بردار تغییرات فشار(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



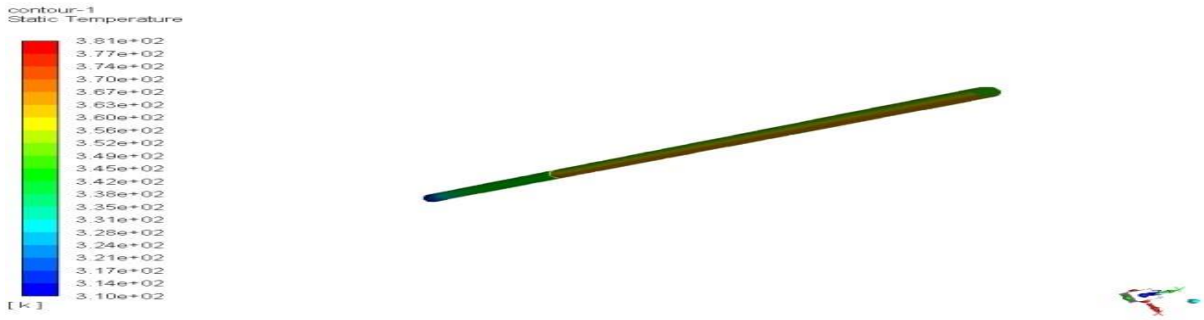
شکل٤-٢١٩:کانتور تغییرات فشار در مقطع گرفتگی(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

فشار از پارامترهایی است که بشدت تحت تاثیر غلظت می باشد. هر چه غلظت افزایش یابد فشار کاهش می یابد. این مساله در شکل های بالا نشان داده شده است. همانطور که نشان داده شد، در ابتدای رگ، فشار زیاد و پس از گرفتگی فشار کاهش یافته است. کمترین مقدار فشار برابر با ١٠/٨- پاسکال بوده است.

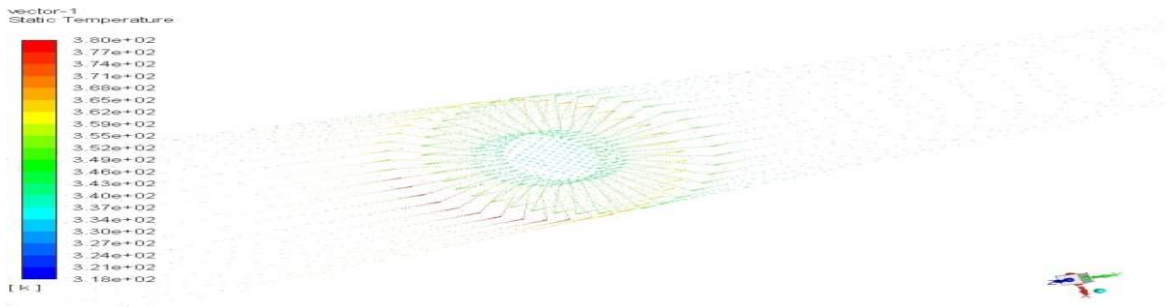
٤-١٥-٣- تغییرات دما :



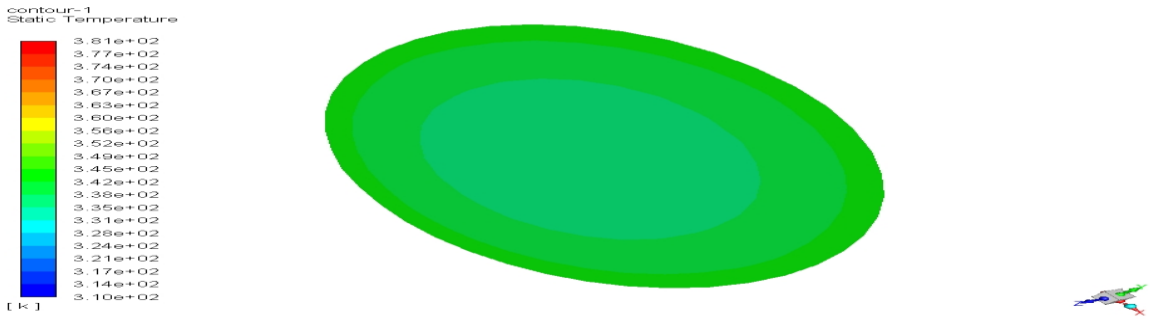
شکل ٤-٢٢٠:نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



شکل ٤-٢٢١: کانتور تغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



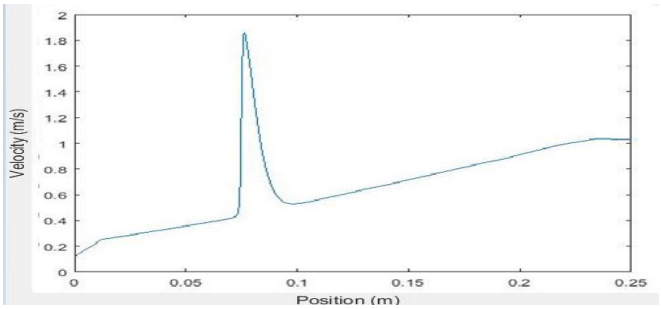
شکل ٤-٢٢٢:بردار تغییرات دما(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



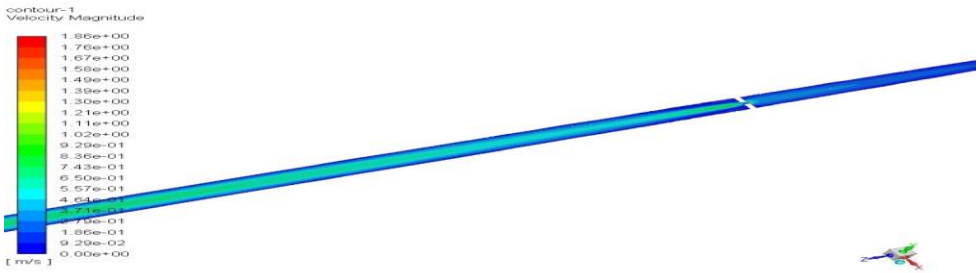
شکل ٤-٢٢٣: کانتور تغییرات دما در مقطع گرفتگی از رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

همانطور که در سناریوی این پژوهش عنوان گردیدی، در محل های گرفتگی با افزایش دما سبب کاهش غلظت بوده ایم. تغییرات دما در محل گرفتگی نشان می دهد که در حالت گرفتگی ٨٠ درصد، در بخش هایی از گرفتگی دما به ٣٨١ درجه کلوین رسیده است.

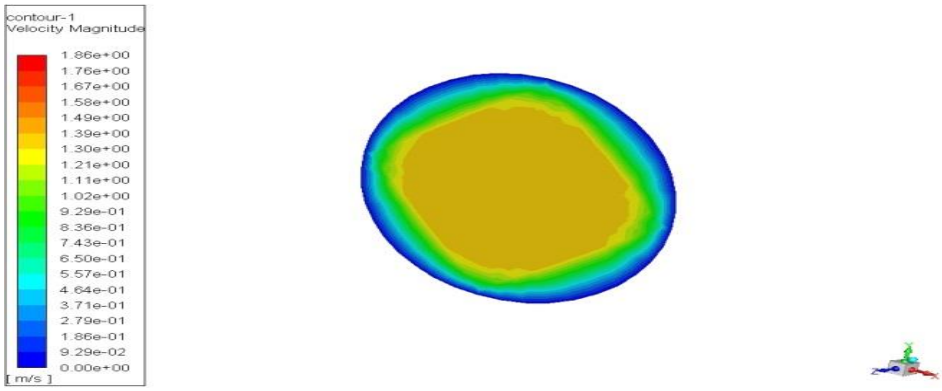
٤-١٥-٤-تغییرات سرعت:



شکل ٤-٢٢٤:نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

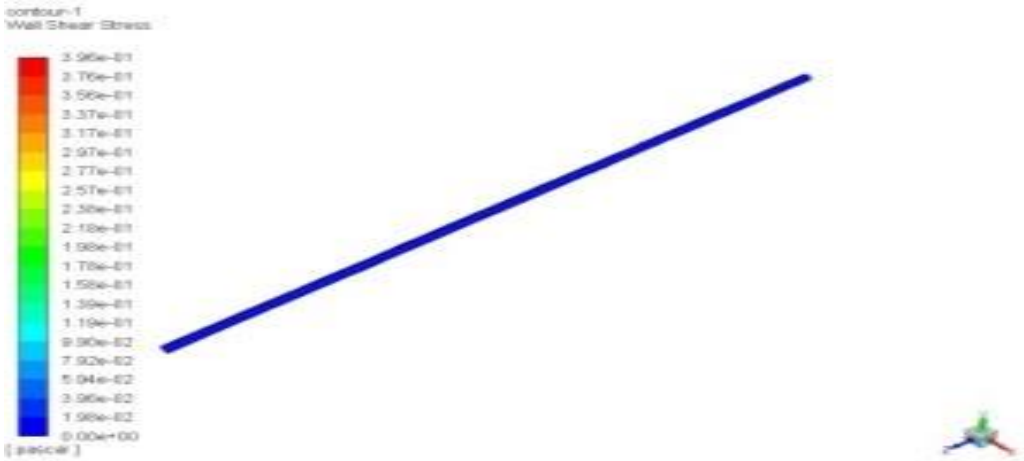


شکل٤-٢٢٥:کانتورتغییرات سرتاسری سرعت در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

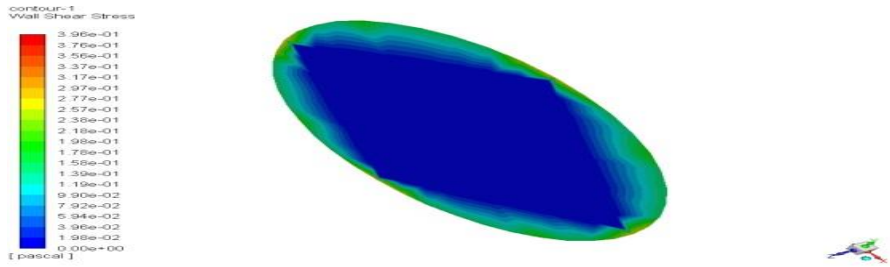


شکل٤-٢٢٦:کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

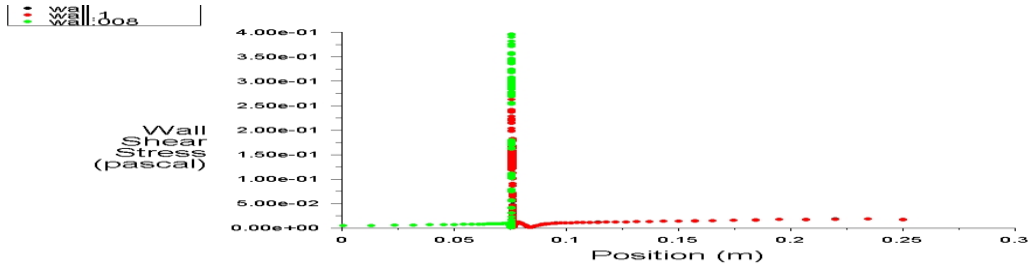
٤-١٥-٥- تغییرات تنش برشی دیواره در رگ:



شکل٤-٢٢٧:کانتورتغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)



شکل٤-٢٢٨:کانتور تنش برشی دیواره در مقطع خروجی(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

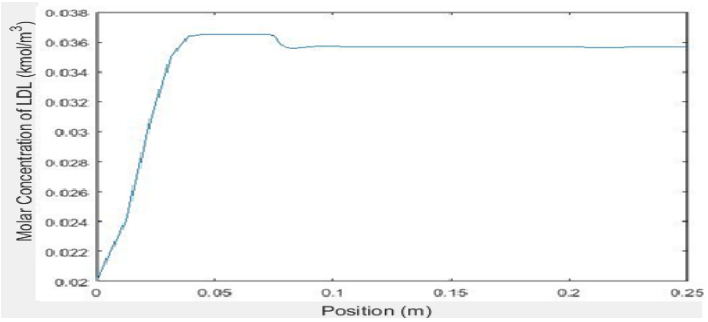


شکل ٤-٢٢٩: نمودارتنش برشی دیواره در سراسر لوله(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-سیال نیوتونی)

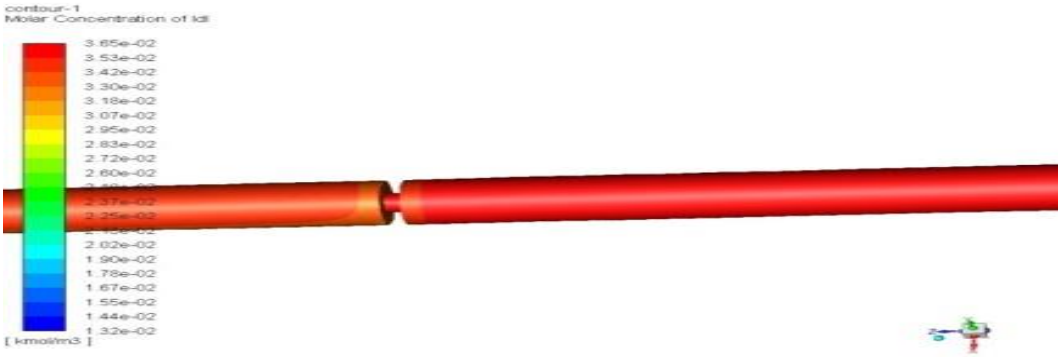
تنش برشی دیواره ، نیرویی است که منجر به از بین رفتن چربی ها در محل گرفتگی می شود. همانطور که مشاهده می گردد، با افزایش دما در محل گرفتگی، غلظت ال دی ال کاهش یافته که این امر ناشی از افزایش تنش برشی دیواره می باشد. شکل ٤-٢٢٨ نشان داده است که تنش برشی افزایش یافته و به ١/٨٦ پاسکال رسیده است.

٤-١٦-رگ با گرفتگی ٨٠٪ با استفاده از سیال غیرنیوتنی کاریو:

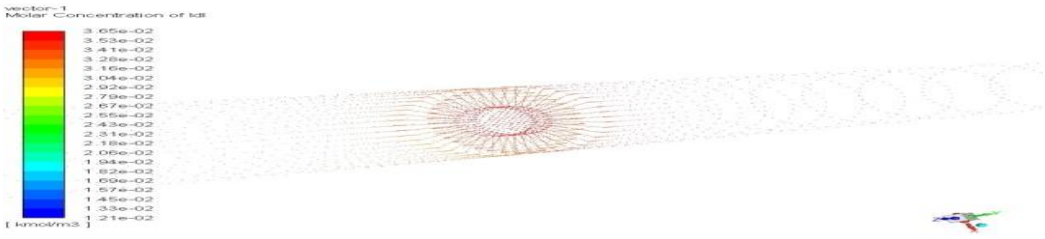
٤-١٦-١-تغییرات غلظت ال دی ال در رگ :



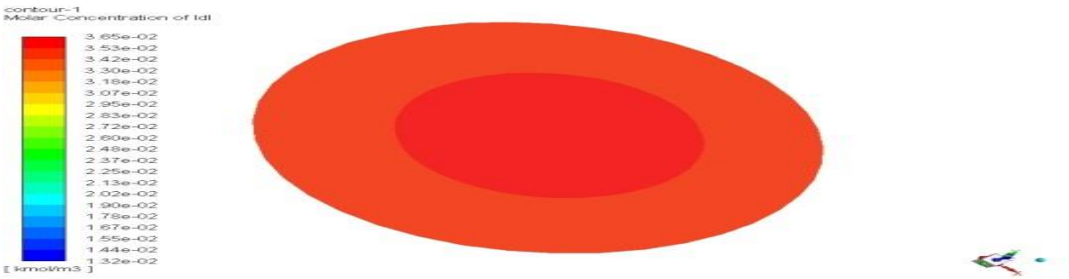
شکل٤-٢٣٠:نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ (٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)



شکل٤-٢٣١:تغییرات سرتاسری غلظت ال دی ال در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)



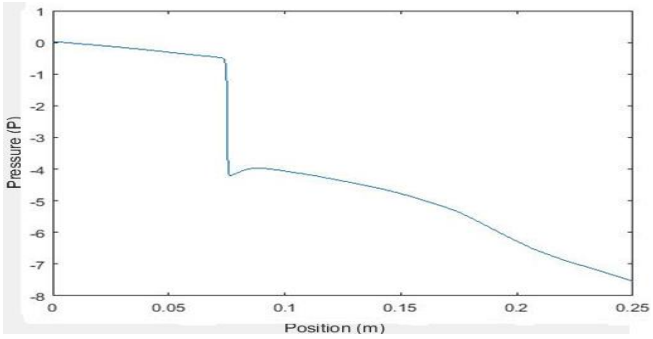
شکل ٤-٢٣٢:بردار غلظت ال دی ال (٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)



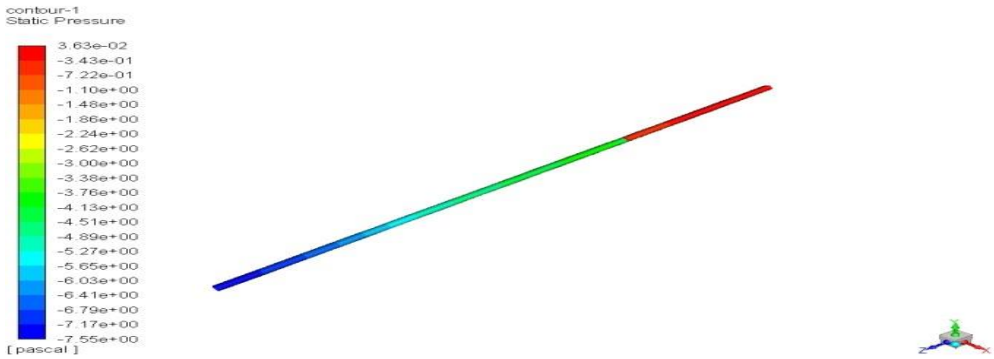
شکل ٤-٢٣٣:کانتور تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)

بیشترین حد غلظت چربی در ابتدای گرفتگی می باشد. زیرادر این ناحیه با کاهش مجرای حرکت خون، فشار کاهش یافته و سبب انباشته شدن ذرات چربی بروی هم می شود. در این حالت، بیشترین مقدار غلظت برابر با ۰/۰۳٦٥ کیلومول بر متر مکعب است.

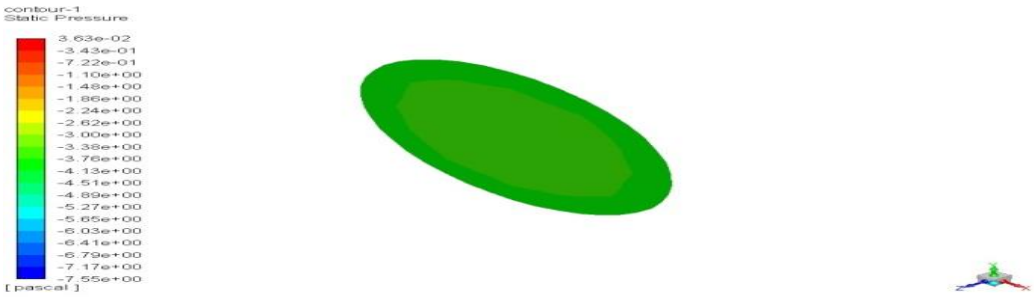
٤-١٦-٢- تغییرات فشار:



شکل٤-٢٣٤:نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)



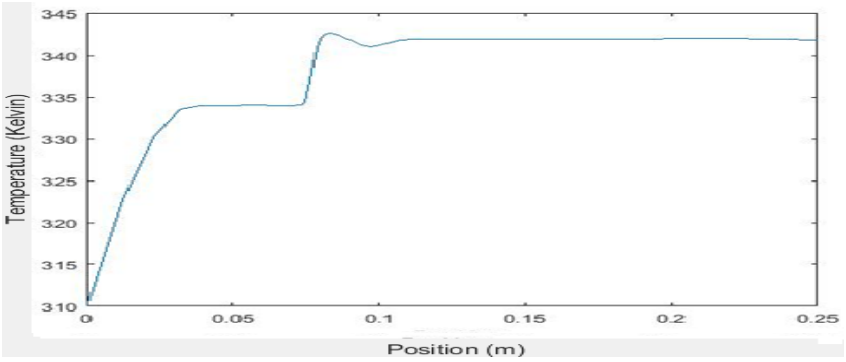
شکل٤-٢٣٥ :کانتور تغییرات سرتاسری تغییرات فشار در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)



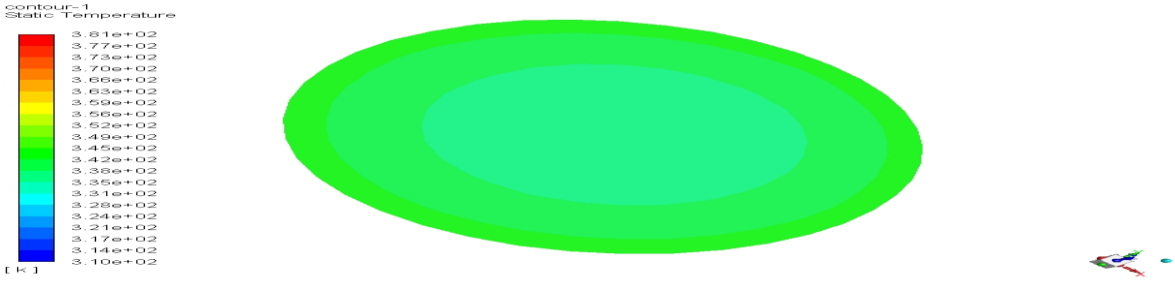
شکل ٤-٢٣٦:کانتور تغییرات فشار در مقطع گرفتگی(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)

همانطور که عنوان شد، فشار در محل گرفتگی در مرکز رگ کاهش یافته است. این مقدار بر اساس شکل ٤-٢٣٦ برابر با ٤/١٣- پاسکال می باشد. البته پس از عبور جریان سیال از محل گرفتگی، فشار سیر نزولی داشته و در نهایت به مقدار ٧/٥٥- پاسکال می رسد. این افت فشار منجر به افزایش سرعت می گردد.

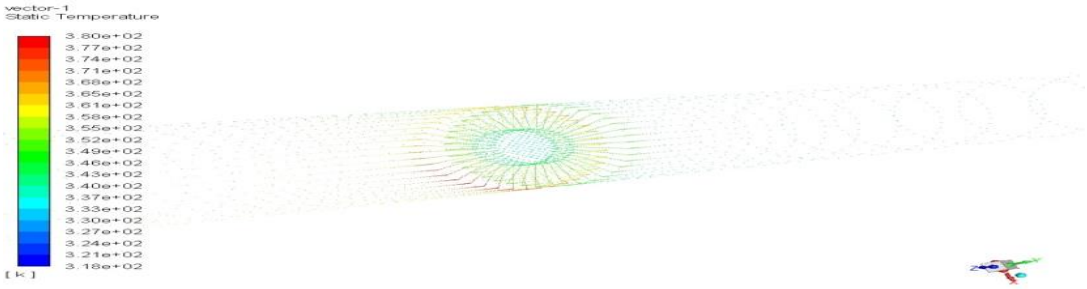
٤-١٦-٣-تغییرات دما:



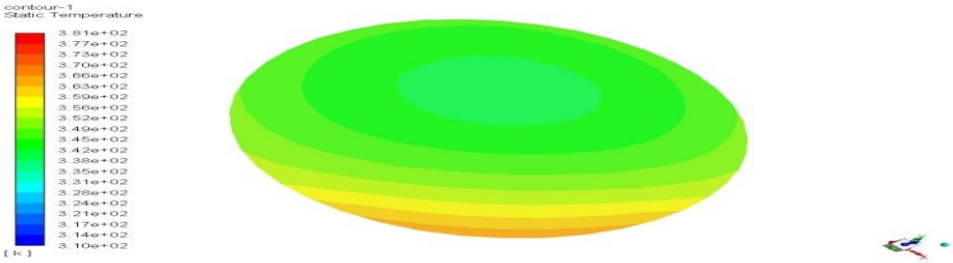
شکل ٤-٢٣٧:نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)



شکل٤-٢٣٨: کانتور تغییرات دما در مقطع گرفتگی از رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)



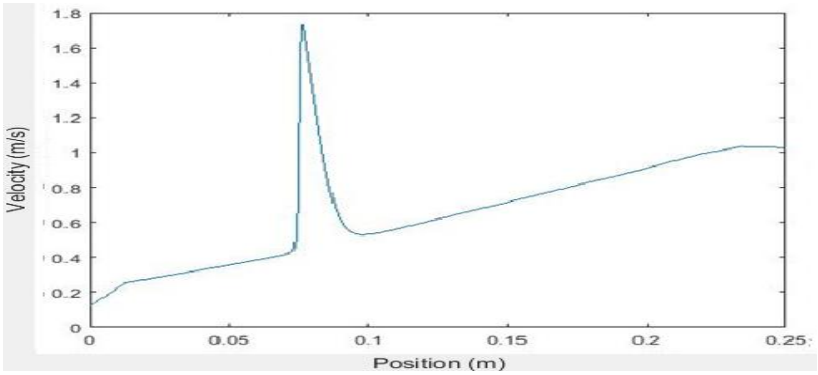
شکل ٤-٢٣٩: بردار تغییرات دما(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)



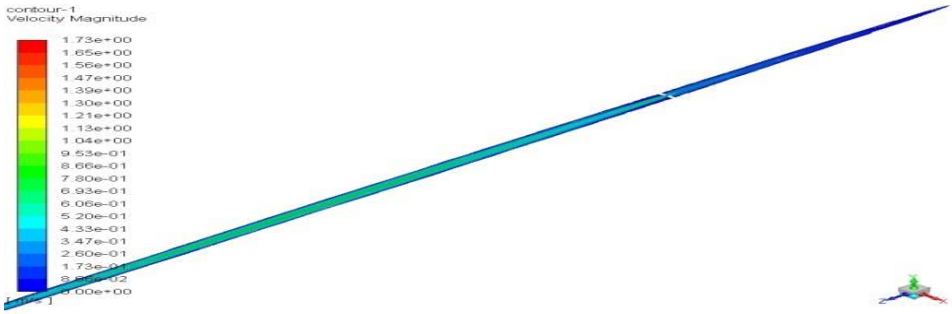
شکل ۴-۲۴۰:کانتور تغییرات دما در مقطع خروجی از رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)

بر اساس شکل ٤-٢٣٧ که بیان کننده تغییرات دما در سرتاسر رگ می باشد، نشان داده شده که تا قبل از گرفتگی، دما برابر با ٣٣١ درجه کلوین می باشد، که در ابتدای گرفتگی به ٣٤٩ درجه کلوین رسیده و سپس کاهش یافته است. این کاهش دما تا ٣٤٥ درجه کلوین ادامه یافته و در نهایت در همین مقدار تا انتهای رگ، ثابت باقی می ماند.

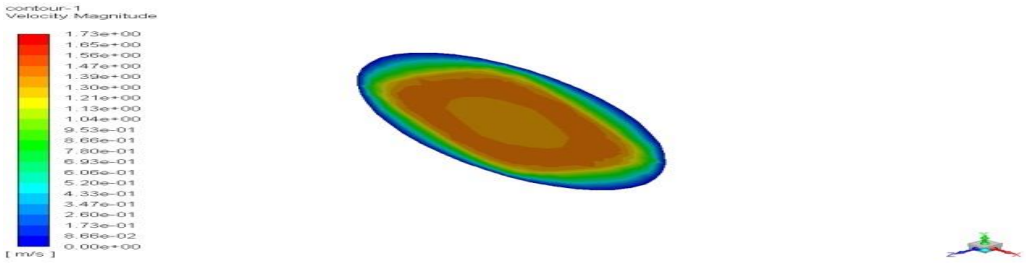
٤-١٦-٤-تغییرات سرعت:



شکل٤-٢٤١ :نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)



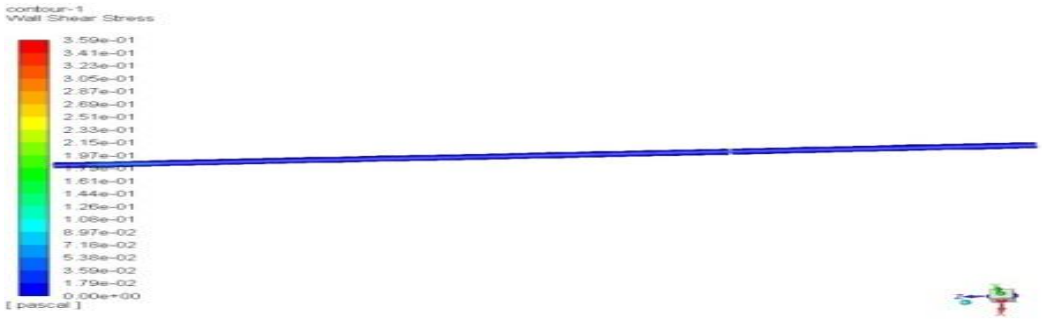
شکل٤-٢٤٢:کانتورتغییرات سرتاسری سرعت در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)



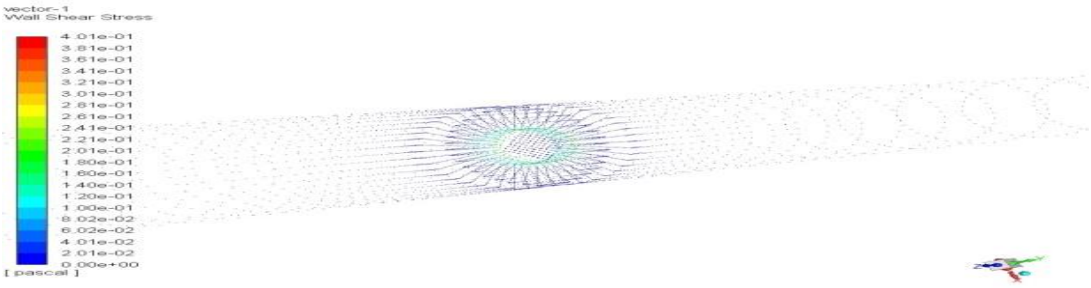
شکل۴-۲۴۳:کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)

همانطور که اشاره شد، کاهش فشار منجر به افزایش سرعت می گردد. بر اساس نتایج نشان داده شده برای تغییرات سرعت، مشخص می شود که این پارامتر سیر صعودی داشته و بخصوص در محل گرفتگی، این مقدار به بیشترین حد یعنی ۱/۷ متر برثانیه رسیده است.

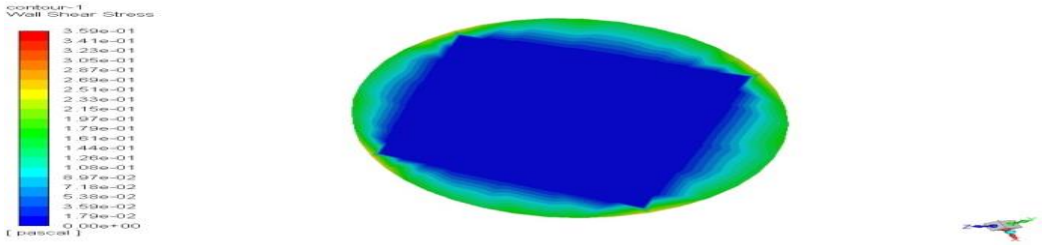
٤-١٦-٥-تغییرات تنش برشی دیواره:



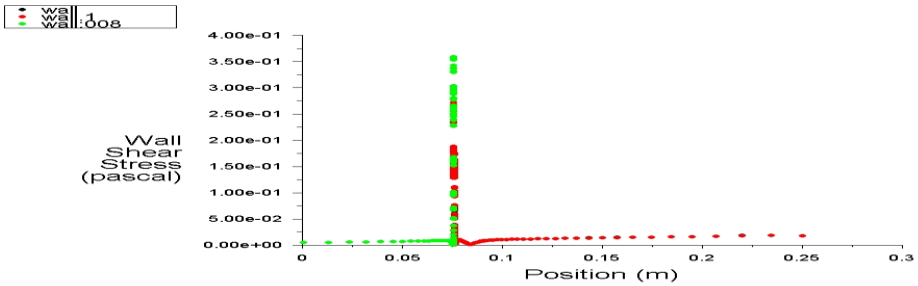
شکل ٤-٢٤٤: کانتورتغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)



شکل ٤-٢٤٥:بردار تنش برشی دیواره(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)



شکل ۴-۲۴۶: کانتور تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)

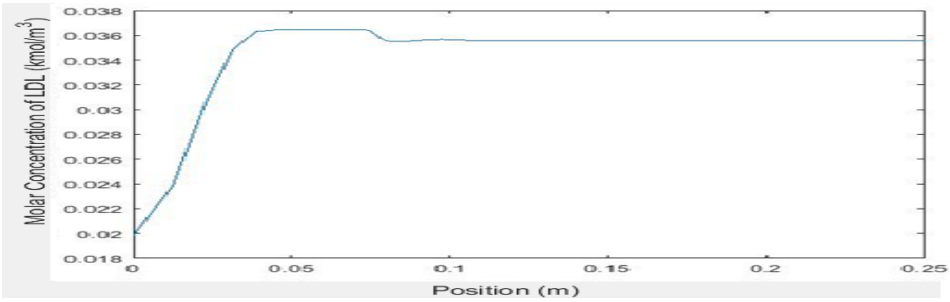


شکل ٤-٢٤٧: نمودار تنش برشی دیواره در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کاریو)

همانطور که کانتورهای رنگ تنش برشی که در شکل های ٤-٢٤٤ تا ٤-٢٤٧ نشان داده شده است، تنش برشی دیواره در بیشینه مقدار خود قرار داشته است. این امر ناشی از افزایش حرارت در طول رگ می باشد.

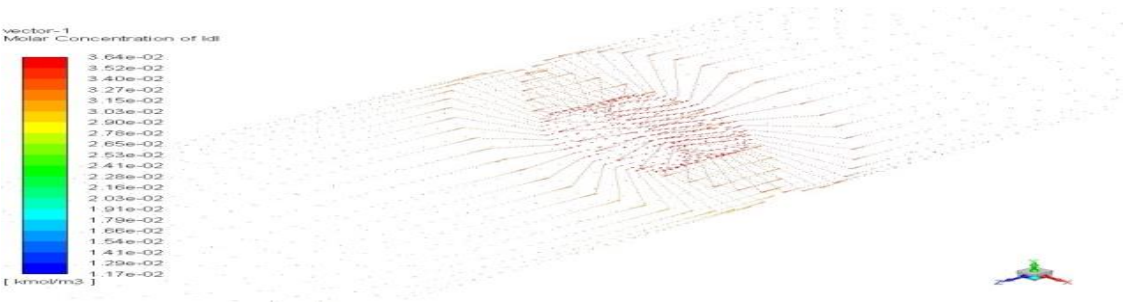
٤-١٧- رگ با گرفتگی ٨٠ درصد با استفاده از سیال غیرنیوتونی کراس:

٤-١٧-١-تغییرات غلظت ال دی ال در رگ:

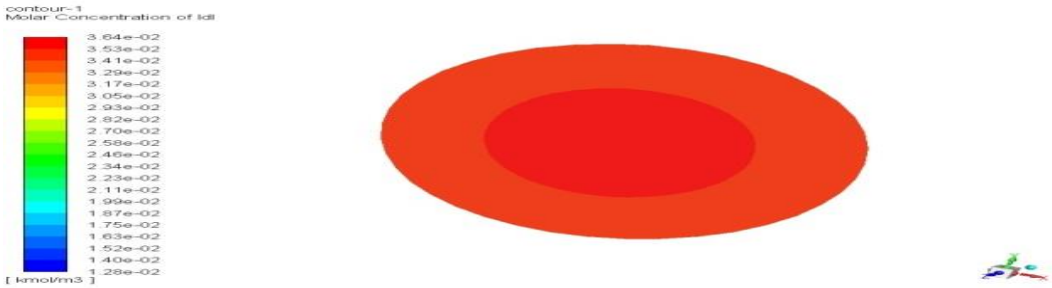


شکل ٤-٢٤٨:نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)

شکل ۴-۲۴۹: کانتورتغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)



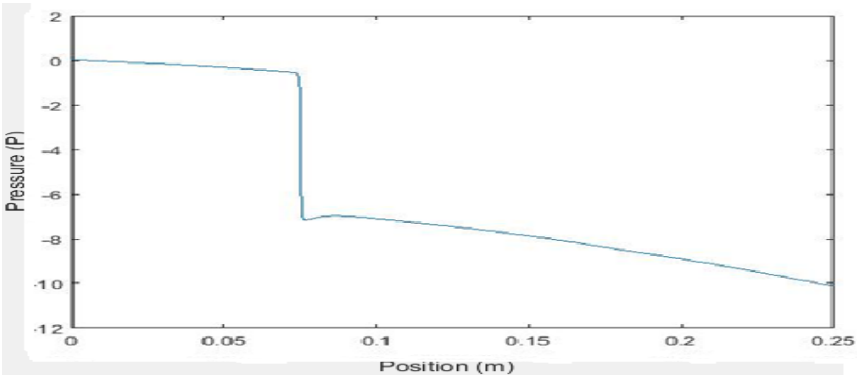
شکل ٤-٢٥٠: بردار غلظت ال دی ال (٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)



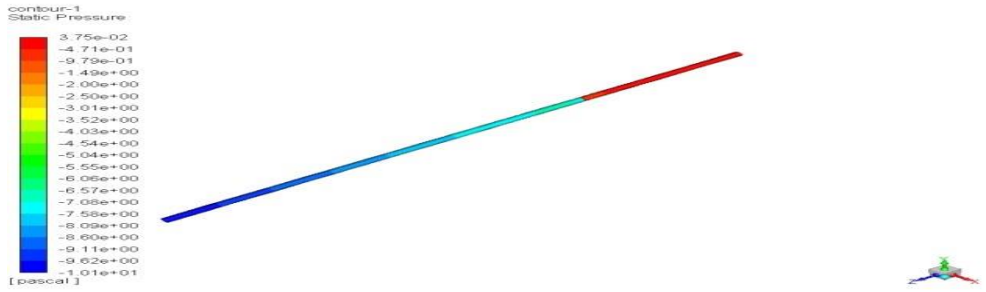
شکل ٤-٢٥١:کانتورغلظت تغییرات ال دی ال در مقطع گرفتگی از رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)

بر اساس نتایج بدست آمده برای غلظت ال دی ال مشخص شده است که غلظت در محل گرفتگی برابر بیشترین مقدار یعنی ٠/٠٣٦٤ کیلومول بر مترمکعب است.

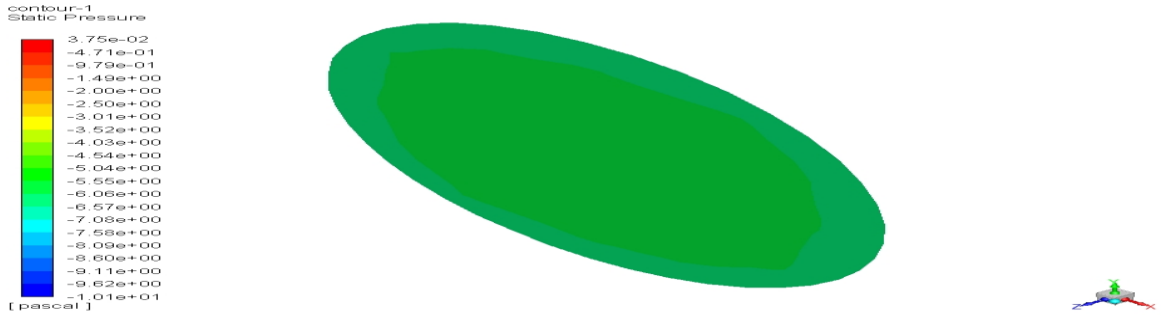
٤-١٧-٢-تغییرات فشار:



شکل ۴-۲۵۲:نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)



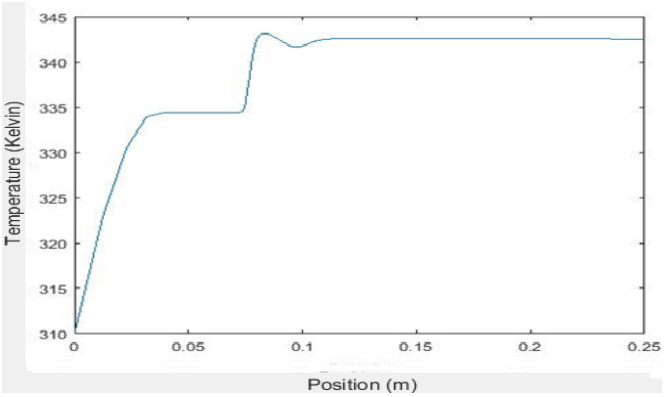
شکل ٤-٢٥٣: کانتورتغییرات سرتاسری فشار در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)



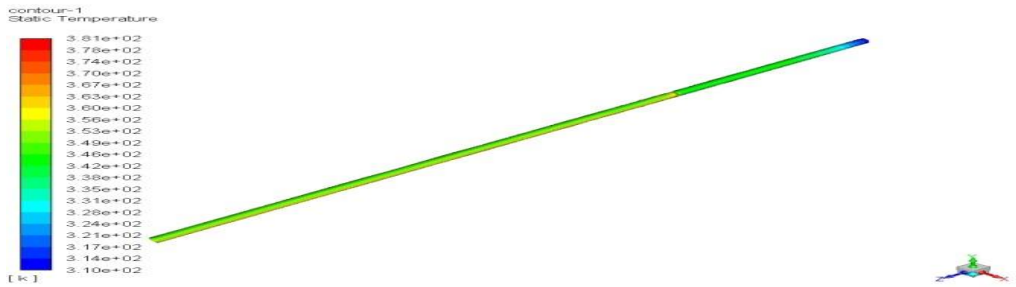
شکل ٤-٢٥٤: کانتور تغییرات فشار در مقطع خروجی(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)

با توجه به نتایج حاصل از فشار، مشخص شده است که فشار در بیشترین حالت که در ورودی رگ می باشد برابر ٠/٠٧٥ پاسکال است و پس از گرفتگی به مرور زمان کاهش یافته که در انتهای رگ به مقدار ١٠/١- پاسکال می رسد.

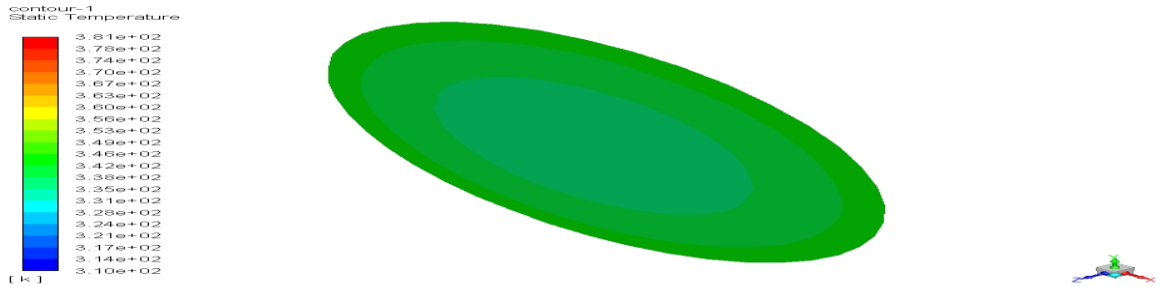
٤-١٧-٣-تغییرات دما:



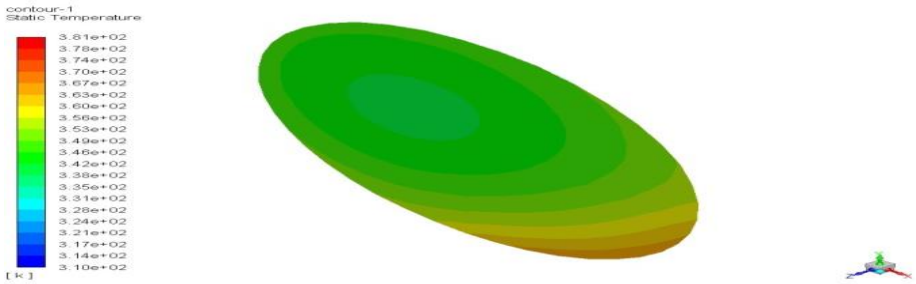
شکل ۴-۲۵۵:نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)



شکل ٤-٢٥٦: کانتورتغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)



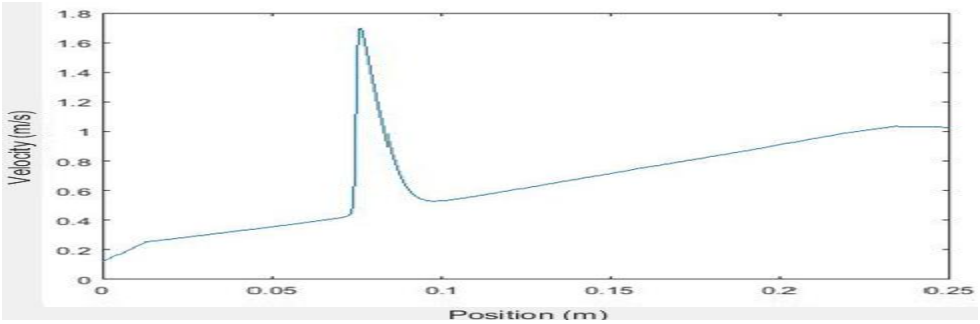
شکل ٤-٢٥٧:کانتور تغییرات دما در مقطع گرفتگی(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)



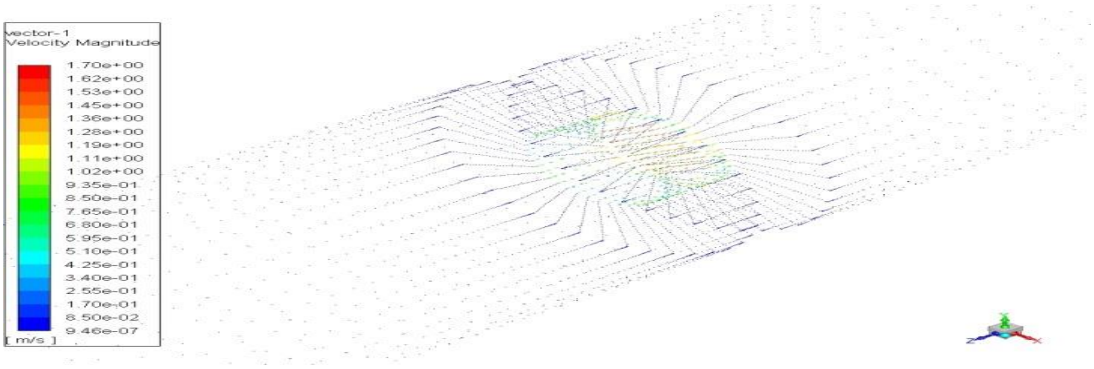
شکل٤-٢٥٨ :کانتور تغییرات دما در مقطع خروجی(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)

دمای کل رگ در طول رگ افزایش یافته. این موضوع بخاطر حرارت دهی ایجاد شده بخصوص در مقطع گرفتگی به بیشترین مقدار خود می رسد که برابر با ٣٨١ درجه کلوین می باشد. دما در ورودی رگ برابر با ٣١٠درجه کلوین و در انتها برابر ٣٣٨ درجه کلوین می باشد.

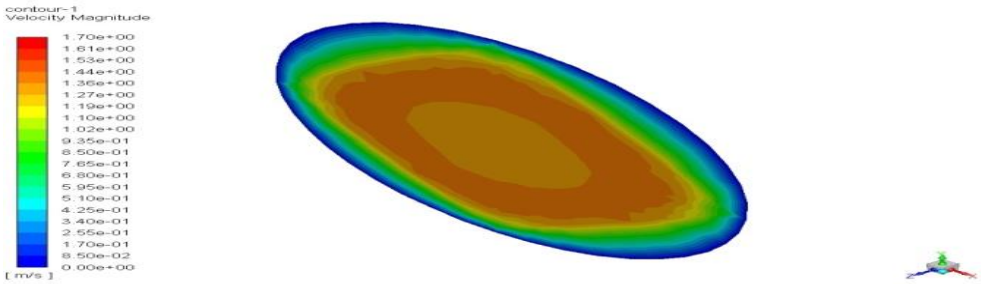
٤-١٧-٤-تغییرات سرعت:



شکل ٤-٢٥٩:نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)

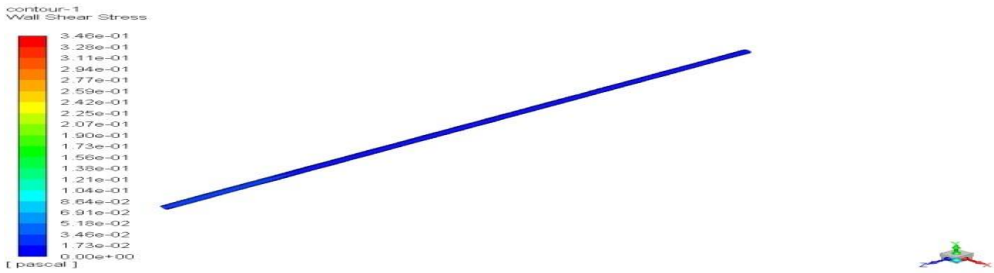


شکل٤-٢٦٠: بردار تغییرات سرعت(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)

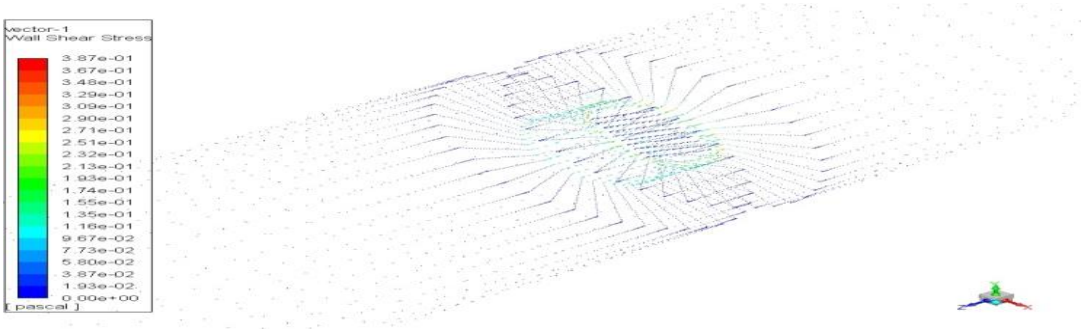


شکل ۴-۲۶۱:کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی از رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)

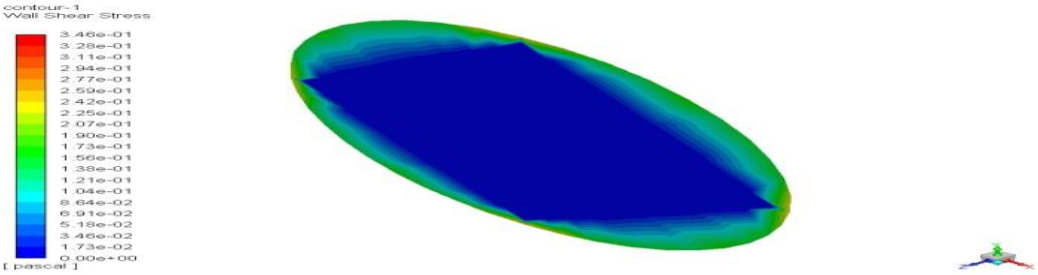
٤-١٧-٥- تغییرات تنش برشی دیواره:



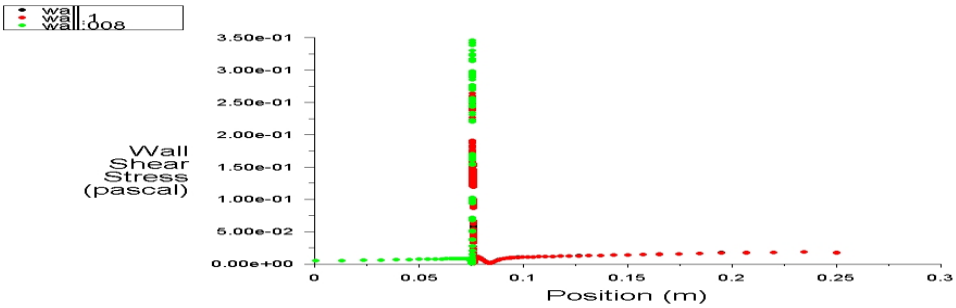
شکل٤-٢٦٢: کانتورتغییرات سرتاسری تنش برشی دیواره در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)



شکل ٤-٢٦٣:وکتور تنش برشی دیواره(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)



شکل٤-٢٦٤:کانتور تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی از رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)

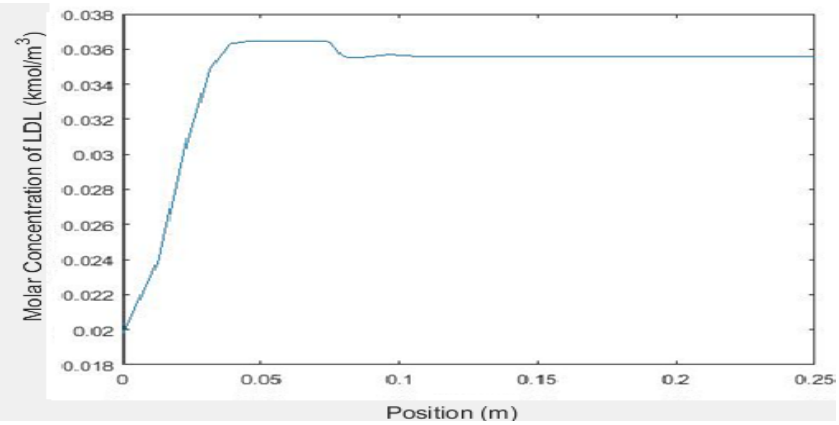


شکل۴-۲۶۵: نمودار تنش برشی دیواره در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-کراس)

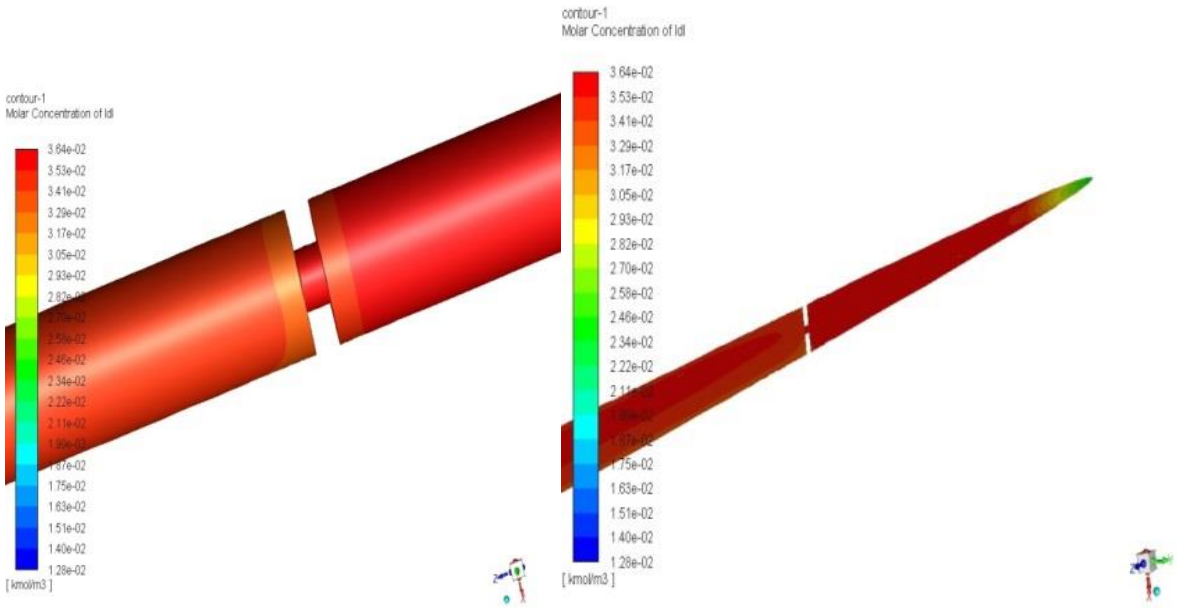
همانند تحلیل های انجام شده برای حالت های قبل، تنش برشی دیواره در کمترین مقدار پس از گرفتگی موجود در رگ می باشد. بر اساس نتایج بدست آمده، تنش برشی در محل گرفتگی افزایش یافته و به مقدار ۰/۳۵ پاسکال رسیده است و پس از گرفتگی کاهش یافته و در نهایت به ۰/۳۲۹ پاسکال رسیده است.

٤-۱۸-رگ با گرفتگی ۸۰٪ با استفاده از سیال غیرنیوتونی پاورلو:

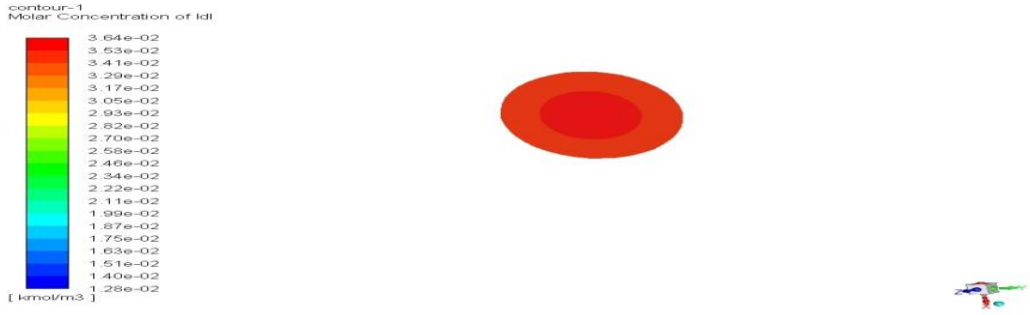
٤-۱۸-۱-تغییرات غلظت ال دی ال در رگ :



شکل٤-٢٦٦ :نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ(۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)



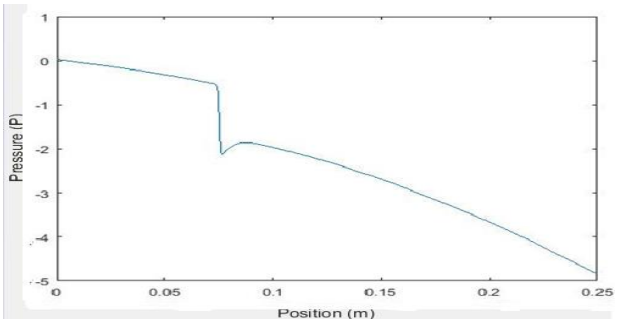
شکل۴-۲۶۷:تغییرات غلظت ال دی ال در سراسر رگ (۸۰ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)



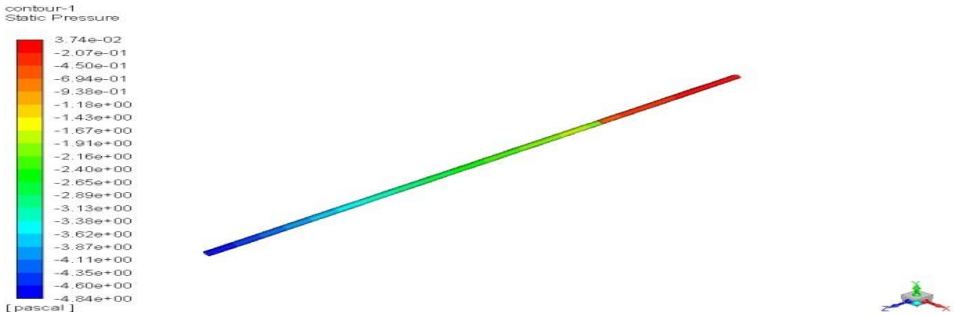
شکل٤-٢٦٨:کانتور غلظت ال دی ال در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)

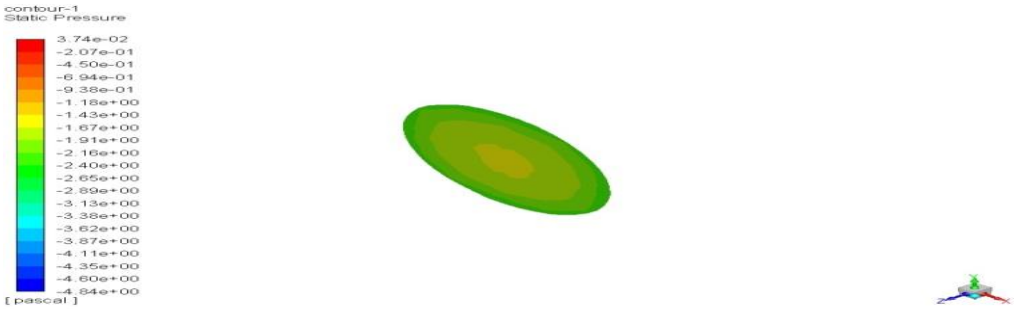
با توجه به نتایج بدست آمده برای تحلیل رگ با گرفتگی ٨٠٪ با استفاده از سیال غیرنیوتونی پاورلو، مشخص است که این سیال بسیار شبیه به سیال نیوتونی عمل می کند. با بررسی نتایج مشخص شده که غلظت ال دی ال در محل گرفتگی دارای بیشترین حالت یعنی ٠/٠٣٦٤کیلومول بر مترمکعب است که پس از ان کاهش یافته و به ٠/٠٣٢٩ کیلومول بر مترمکعب رسیده است.

٤-١٨-٢- تغییرات فشار



شکل ٤-٢٦٩:نمودار تغییرات فشار در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)

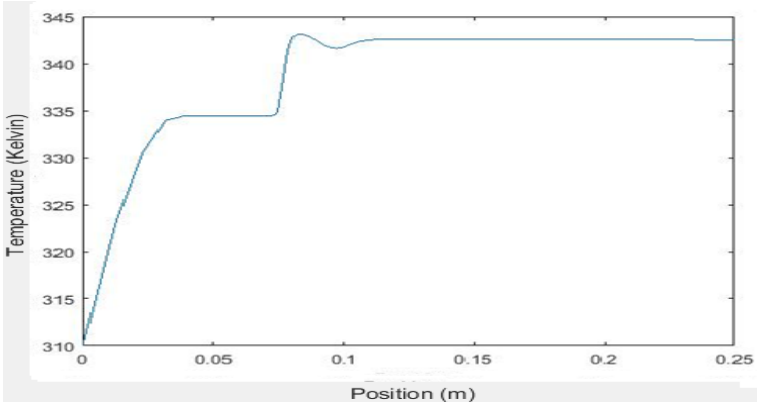




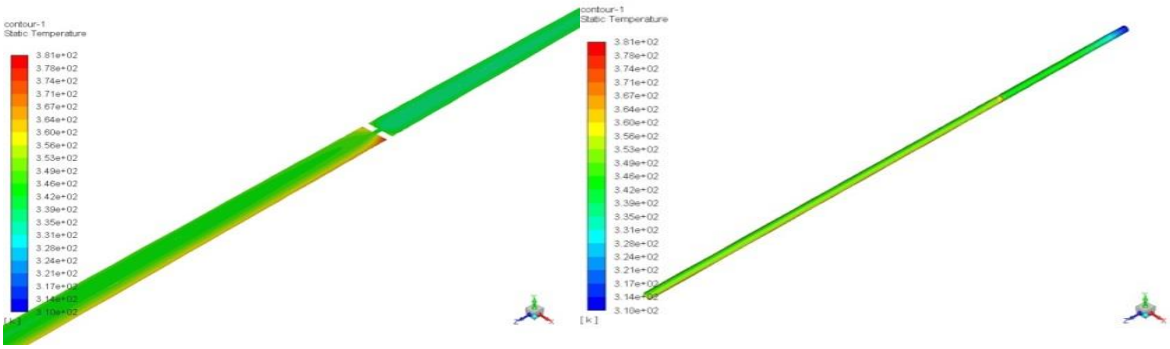
شکل ٤-٢٧٠: کانتورتغییرات فشار در مقطع گرفتگی(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)

بیشترین فشار وارد شده به رگ مربوط به ابتدای رگ و قبل از گرفتگی است که برابر با ٠/٠٣٧٤ پاسکال می باشد. که پس از آن کاهش شدیدی در ابتدای گرفتگی داشته و به ٢-پاسکال رسیده است. این افت فشار منجر به افزایش سرعت حرکت سیال خواهد شد.

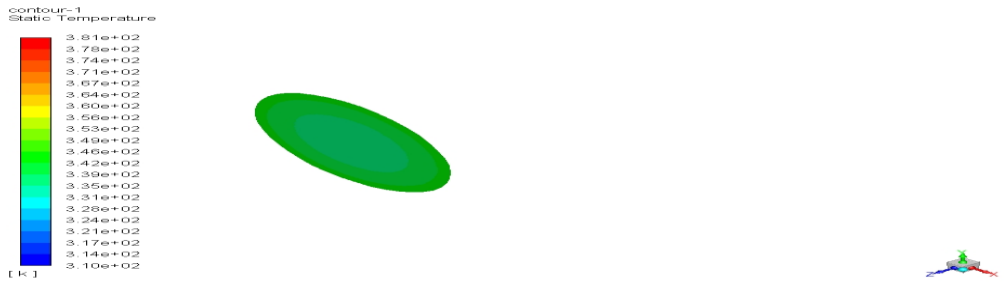
٤-١٨-٣-تغییرات دما



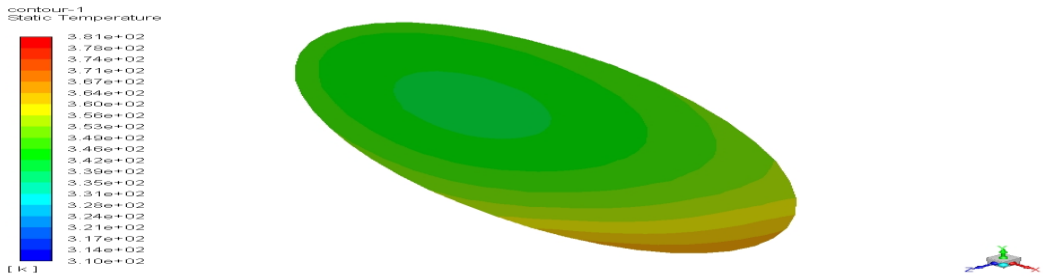
شکل٤-٢٧١:نمودار تغییرات دما در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)



شکل ۴-۲۷۲:تغییرات سرتاسری دما در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)

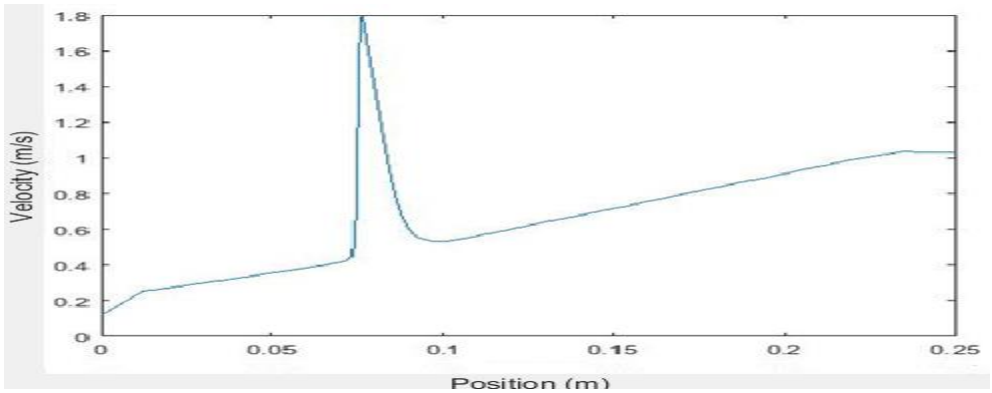


شکل ٤-٢٧٣: کانتورتغییرات دما در مقطع گرفتگی(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)

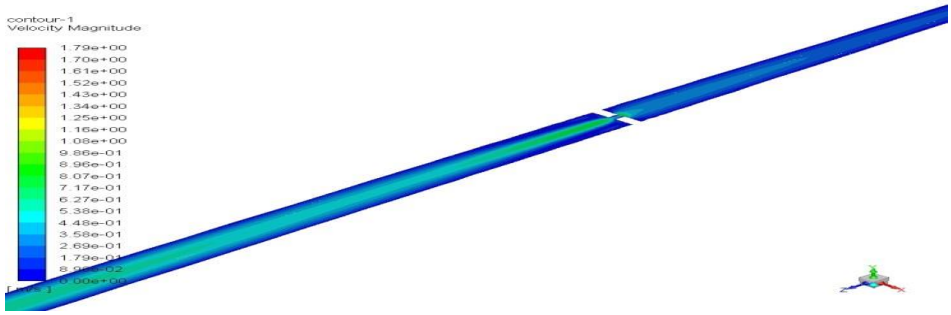


شکل ٤-٢٧٤: کانتور تغییرات دما در مقطع خروجی از رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)

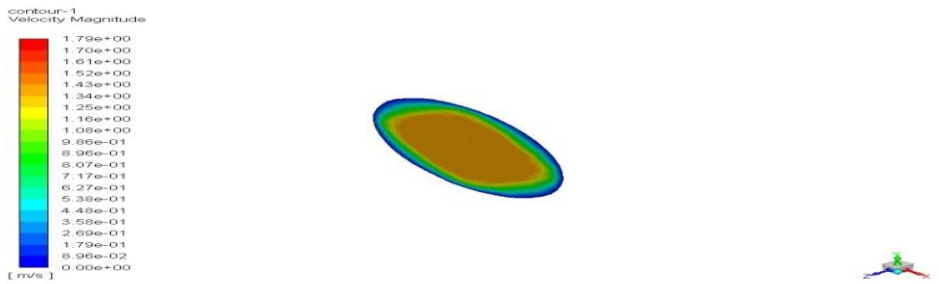
٤-١٨-٤-تغییرات سرعت



شکل ٤-٢٧٥:نمودار تغییرات سرعت در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)



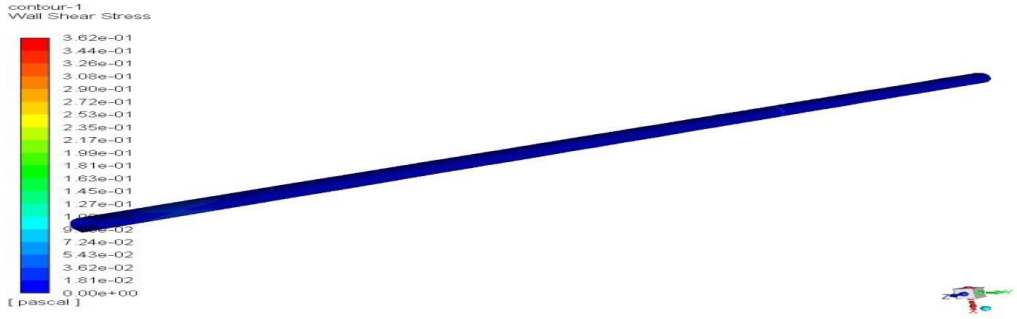
شکل۴-۲۷۶: کانتور تغییرات سرتاسری سرعت در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)



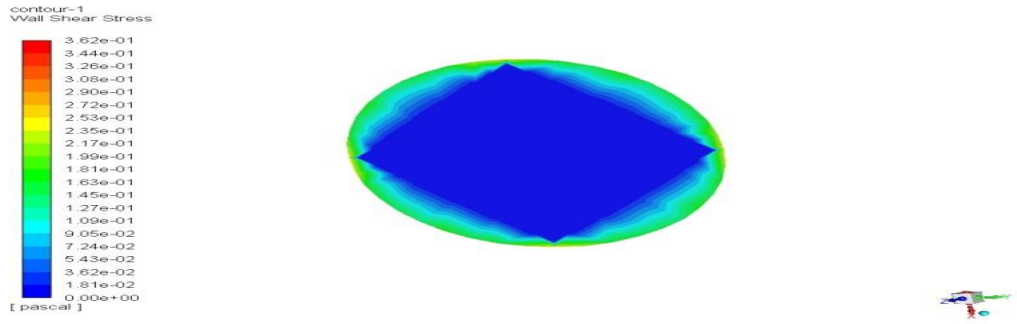
شکل ٤-٢٧٧:کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)

از آن جا که افزایش حرارت وارد شده به رگ منجر به تجزیه ذرات ال دی ال خون می گردد، طبیعی است که گرادیان سرعت شیبی مثبت خواهد داشت. این شیب در محل گرفتگی که بیشترین مقدار حرارت وجود دارد (به علت اثرات پرتودرمانی)منجر به افزایش تشدید آن می شود که این مقدار تا ١/٨ متر بر ثانیه رسیده است.

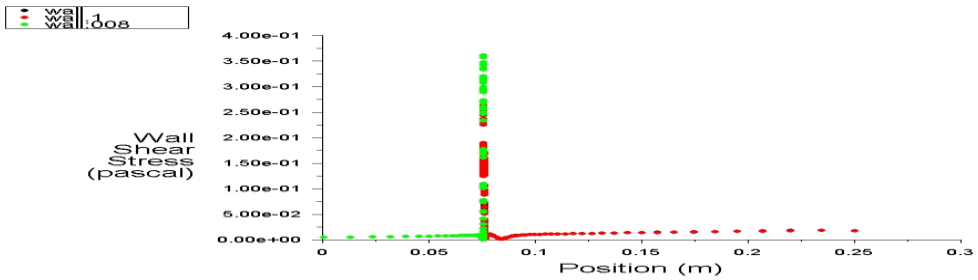
٤-١٨-٥- تغییرات تنش برشی دیوار:



شکل ٤-٢٧٨:تغییرات سرتاسری تنش برشی دیوار در سراسر رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)

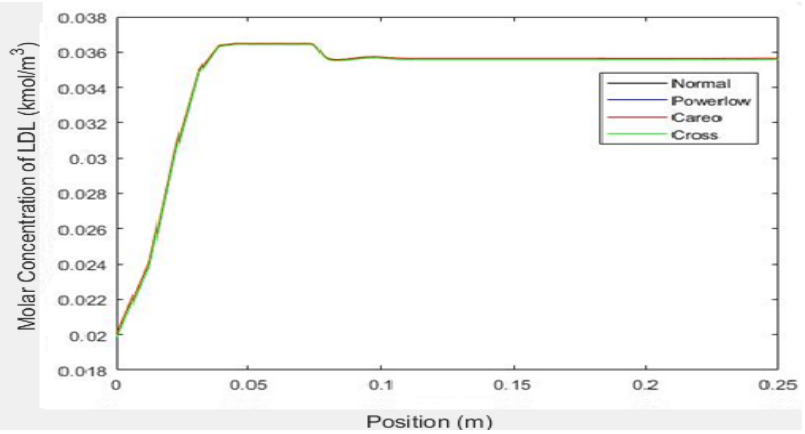


شکل ٤-٢٧٩:کانتور تنش برشی دیوار در مقطع گرفتگی از رگ(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)



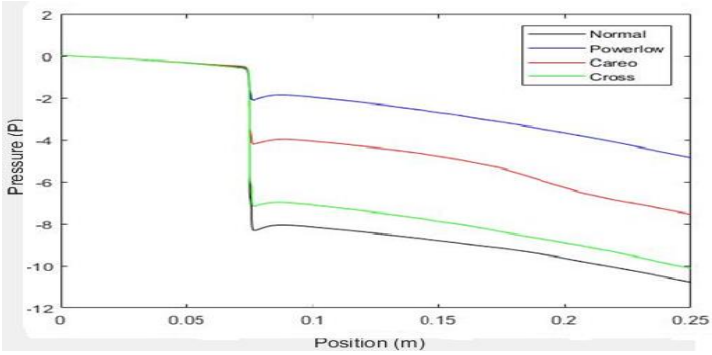
شکل٤-٢٨٠: نمودار تنش برشی دیوار در سراسر لوله(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی-پاورلو)

بر اساس نتایج حاصل از منحنی های فوق میتوان نتیجه گرفت که هر چه مقدار تنش برشی در بخشی از دیواره رگ کمتر باشد، نفوذ ذرات LDL بیشتر خواهد بود. از طرفی سرعت سیال رابطه مستقیمی با تنش برشی و میزان غلظت دارد. درواقع هرچه دما افزایش یابد، غلظت ال دی ال کاهش و اصطکاک ذرات با دیواره کاهش شده که این امر منجر به افزایش تنش برشی دیواره می باشد. در نهایت کاهش تنش برشی و اصطکاک ذره و دیواره منجر به افزایش سرعت سیال می گردد. حال به مقایسه حالات و مدل های مختلف سیالی در ٨٠ درصد می پردازیم.



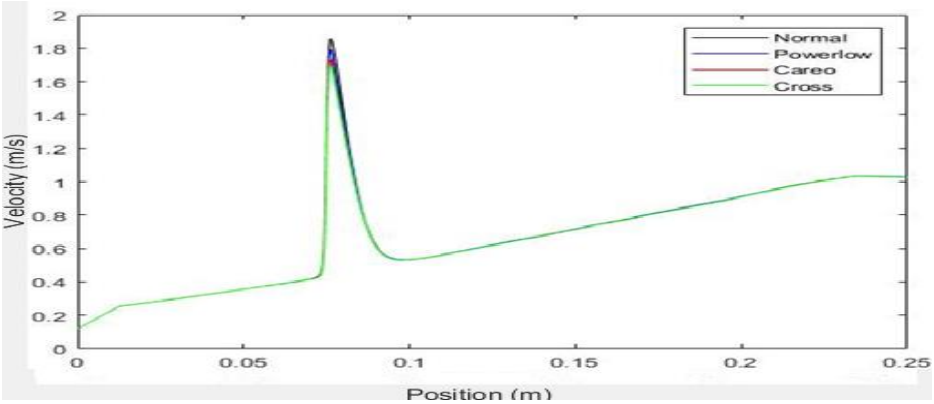
شکل٤-٢٨١: تغییرات غلظت ال دی ال درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی)

همانطور که درشکل ٤-٢٨١ مشاهده می شود همانند غلظت ٦٠ درصد اختلافات ناچیز است ولی غلظت مدل کراس از سیالات کمترازدیگر مدل های سیالاتی می باشد . در مدل کاریو، پاورلو و نیوتونی اختلافات ناچیز می یاشد و تقریبا در یک نمودار هستند.



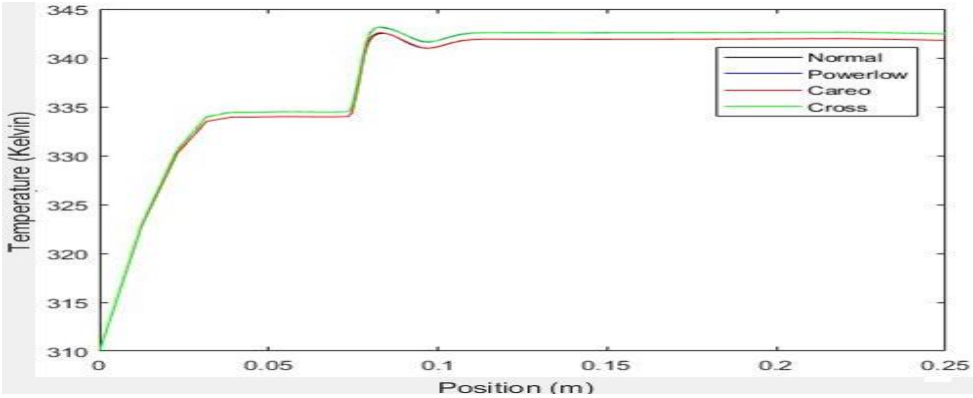
شکل ٤-٢٨٢: تغییرات فشاراستاتیک درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی)

درشکل ٤-٢٨٢ اختلافات بسیار محسوس است بطوری که کمترین فشار برای سیالات غیرنیوتونی مربوط به مدل کراس می باشد و بیشترین متعلق به مدل پاورلو میباشد ، سیال نیوتونی اختلاف کمی نسبت به مدل کراس را دارد .



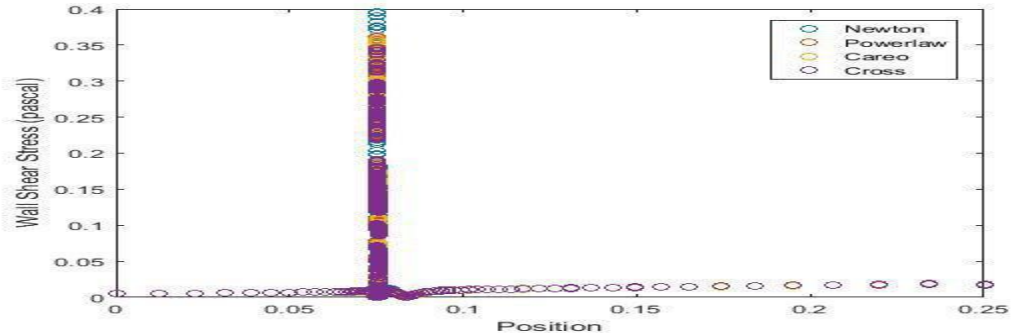
شکل ٤-٢٨٣: تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی)

همانطور که در شکل ٤-٢٨٤ مشاهده می شود در مرکز گرفتگی بیشترین سرعت با اختلاف کم متعلق به سیال نیوتونی و بعد از آن سیال غیرنیوتونی کراس می باشد . پس از گرفتگی تقریبا تمامی سیالات رفتار یکسان تا انتهای رگ از خود نشان می دهند .



شکل ٤-٢٨٤: تغییرات دما درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی)

درشکل ٤-٢٨٤ بخوبی مشهود است سیال غیرنیوتونی کراس تحت تاثیر اثرات هایپرترمیا در مرکز گرفتگی دمای بیشتری داشته و توانسته در تجزیه لیپیدهای ال دی ال نقش بسزایی ایجاد کند سیال غیرنیوتونی کاریو، پاورلو و سیال نیوتونی اختلافات ناچیزی نسبت به یکدیگر داشته اند، وتا انتهای رگ ثابت بوده اند .



شکل ٤-٢٨٥: تغییرات تنش برشی درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٨٠ ٪ سرعت دینامیکی)

همانطور کا شاهد هستیم درسیال کراس در مقطع بیشینه است، ولی در ابتدای گرفتگی سیال نیوتونی بیشتر است و سپس کاهشی می شود واین برای اثرات پرتو درمانی مناسب نیست ب دلیل بیشتر بودن غلظت در دیواره و کم بودن توانایی در تجزیه لیپیدها می باشد. سیال کراس در دیواره گرفتگگی بیشینه است و در تجزیه لیپیدها نقش بسزایی دارد .

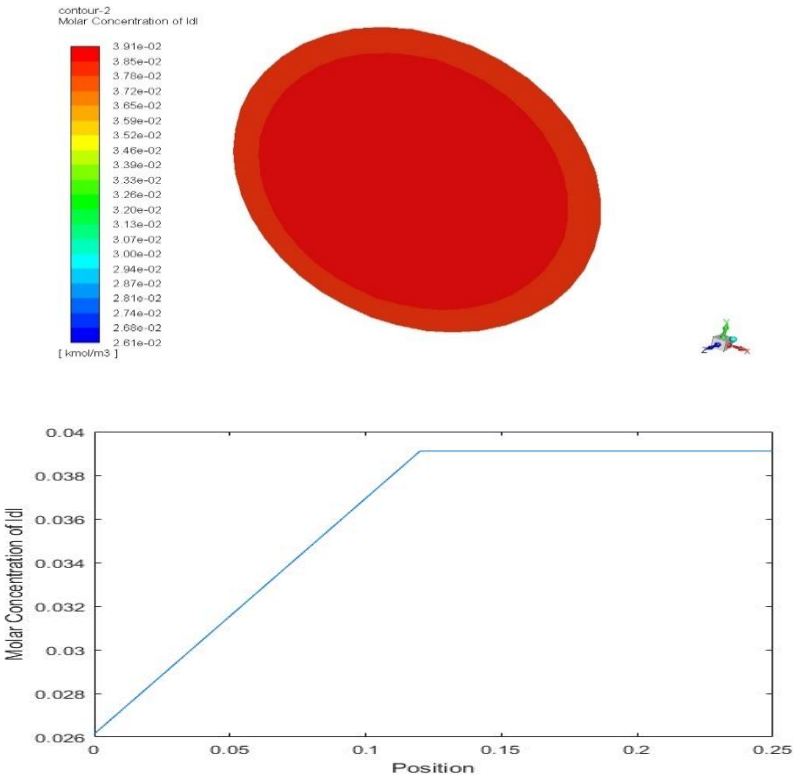
تا اینجای پژوهش حاضر، به بررسی تغییرات غلظت، دما، سرعت، فشار و تنش برشی دیواره برای سیالات نیوتونی و غیر نیوتونی در شرایط بدون گرفتگی و با گرفتگی های مختلف پرداخته شد. لازم به ذکر است که در این تحلیل ها، جریان بصورت طبیعی بوده است. در بخش بعدی به بررسی و تحلیل موارد خواسته شده در پژوهش

با بهره گیری از سیال پالسی پرداخته می شود تا تاثیر جریان پالسی بروی تغییرات غلظت، سرعت، فشار، دما و تنش برشی دیواره مشخص گردد.

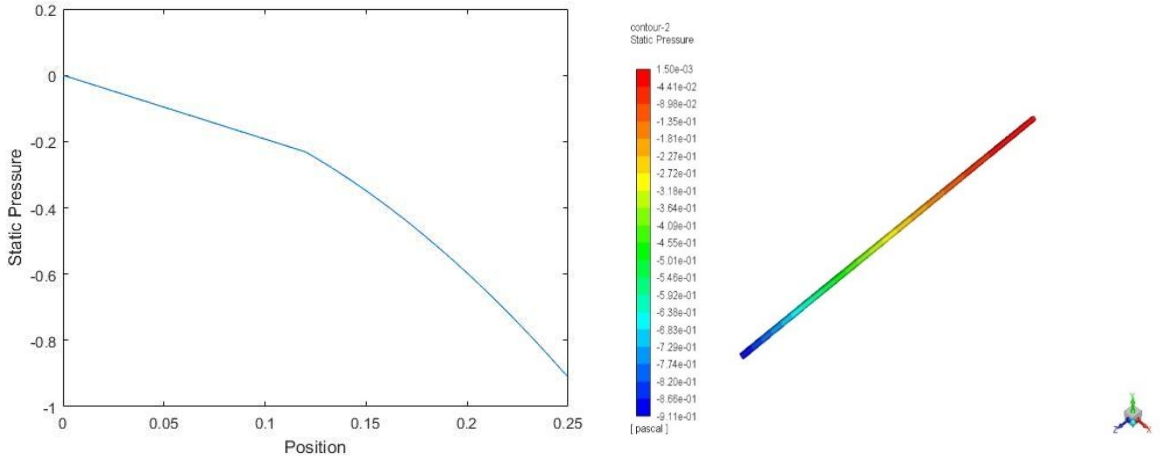
حال به بررسی مساله در شرایط پالسی می پردازیم. برای این کار، تمامی شرایط بخش غیر پالسی یعنی رگ بدون گرفتگی در هر دو شرایط سیال نیوتونی و غیر نیوتونی و نیز گرفتگی های مختلف ۳۰درصد، ٦۰درصد و ۸۰ درصد بررسی می کنیم و نتایج را ارائه می دهیم.

هدف ما از استفاده از سرعت پالسی کاهش سرعت دینامیکی و به تبع آن افزایش دما می باشد . در نوع پالسی شاهد هستیم که پارامترهای وابسته مثل فشار هم تاحدی کاهش یافته و غلظت کاهش محسوسی داشته است .

٤-۱۹- رگ بدون گرفتگی با سیال نیوتونی:

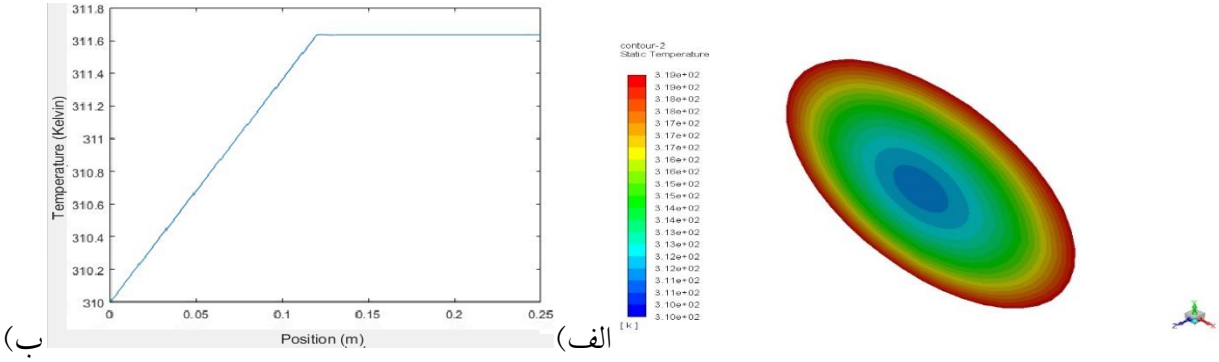


شکل٤-۲۸٦: کانتور تغییرات غلظت در مقطع خروجی از رگ و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (نرمال پالسی – نیوتونی)



شکل ٤-٢٨٧: نمودار و کانتور تغییرات فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (نرمال پالسی – نیوتونی)

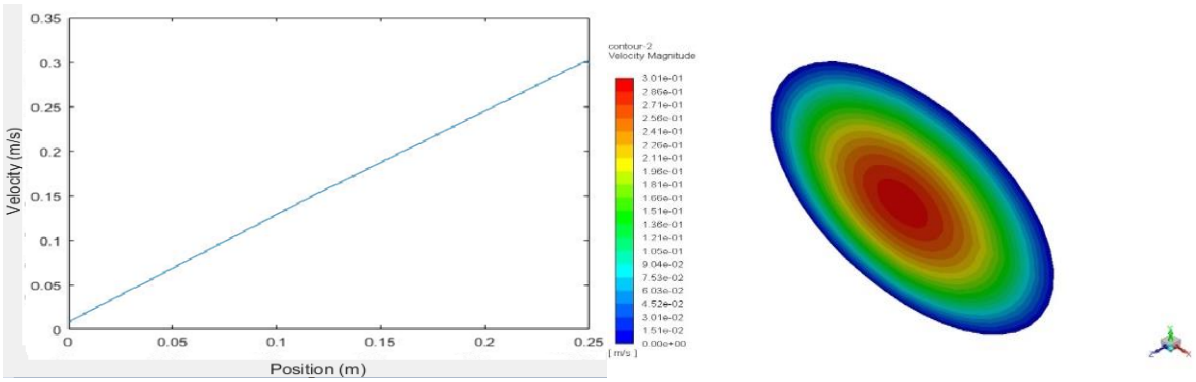
همانطور که در شکل ٤-٢٨٦ مشاهده می شود در دیواره های گرفتگی کمترین غلظت به دلیل اثرات هایپرترمیایی وجود دارد در مرکز مقطع گرفتگی بیشترین غلظت ۰/۰۳۹۱ وجود دارد . در شکل ٤-٢٨٧ فشار در انتهای رگ به کمترین حد خود ۰/۹۱۱- به دلیل افزایش سرعت و تجزیه لیپیدها اتفاق افتاده است.



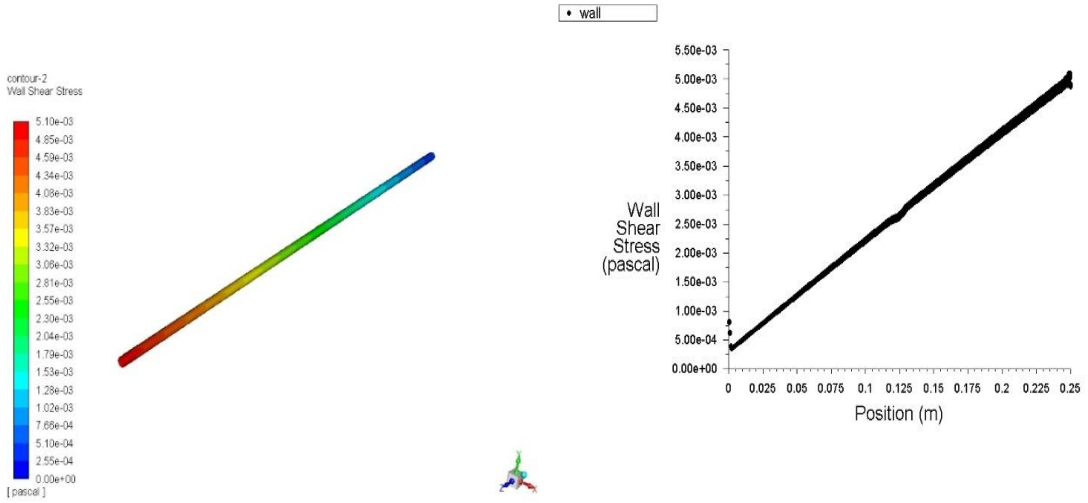
ب) الف)

شکل ٤-٢٨٨: الف)کانتور تغییرات دما در مقطع خروجی رگ ب) نمودار تغییرات دما در سراسر رگ (نرمال پالسی – نیوتونی)

همانطور که در شکل ٤-٢٨٨ ملاحظه می شود با ایجاد حالت درمانی هایپرترمیایی و افزایش دما در مرکز دما به بیشینه رسیده است . دردیواره ها به دلیل نشست پارتیکل های ال دی ال دما در دیواره به ۳۱۹ درجه کلوین رسیده است .



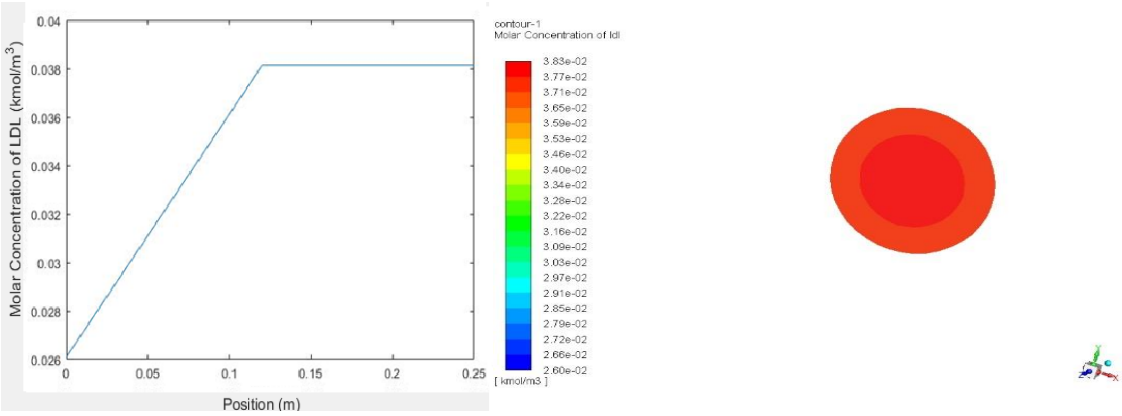
شکل ٤-٢٨٩:کانتور سرعت در مقطع خروجی ازرگ و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (نرمال پالسی – نیوتونی)



شکل ٤-٢٩٠:کانتور و نمودار تغییرات تنش برشی دیوار در سرتاسر رگ (نرمال پالسی – نیوتونی)

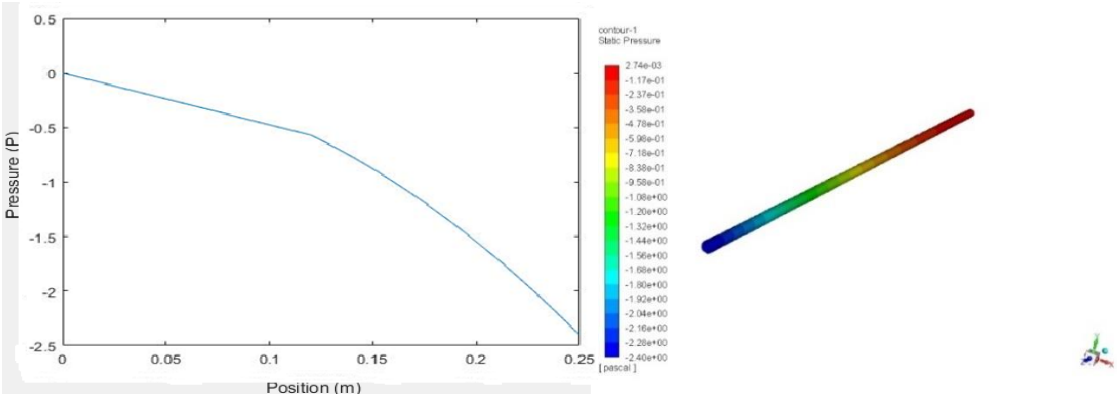
در شکل ٤-٢٨٩ سرعت افزایش پیدا کرده و در انتها به دلیل حفظ قانون پایستگی ثابت می شود علت افزایش ایجاد افزایش دما و تجزیه پارتیک های چربی می باشد. در شکل ٤-٢٩٠ مشاهده میشود در مرکز لوله مقداری کاهشی شده و سپس افزایش شده است . به این دلیل که ذرات پارتیکل چربی به حداقل رسیده و تنش برشی افزایش میبابد .

٤-٢٠- رگ بدون گرفتگی با سیال غیرنیوتونی کارئو:

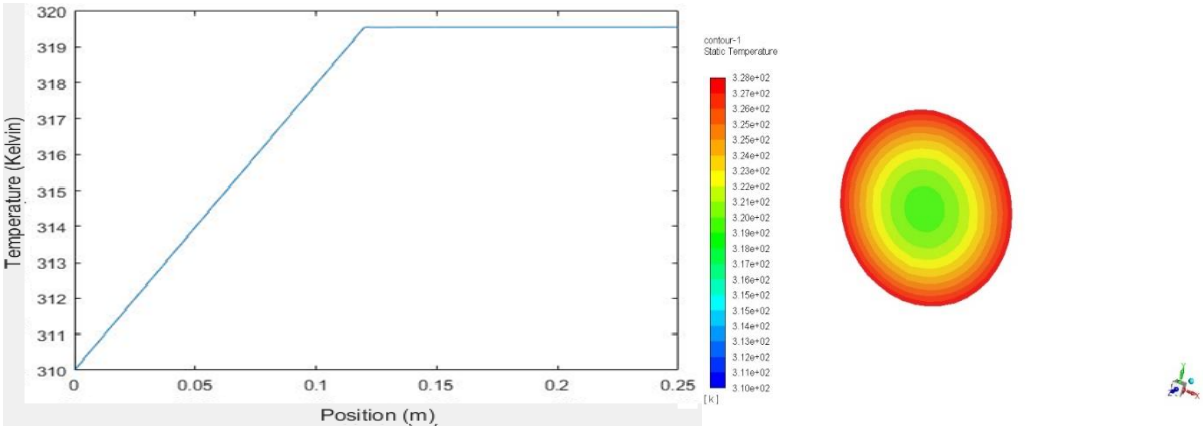


شکل ٤-٢٩١:کانتور غلظت در مقطع خروجی و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (نرمال پالسی – کارئو)

دراین روش غیرنیوتونی غلظت در دیواره ها کمتر شده و در مرکز مقطع مرکز به بیشینه عدد ۰/۰۳۸۳رسیده است . در دیواره ها به علت اثر افزایش دما کمترین مقدار را دارد .



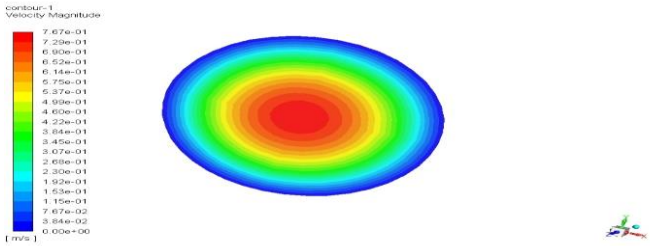
شکل٤-٢٩٢:کانتورو نمودار تغییرات فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (نرمال پالسی – کارئو)



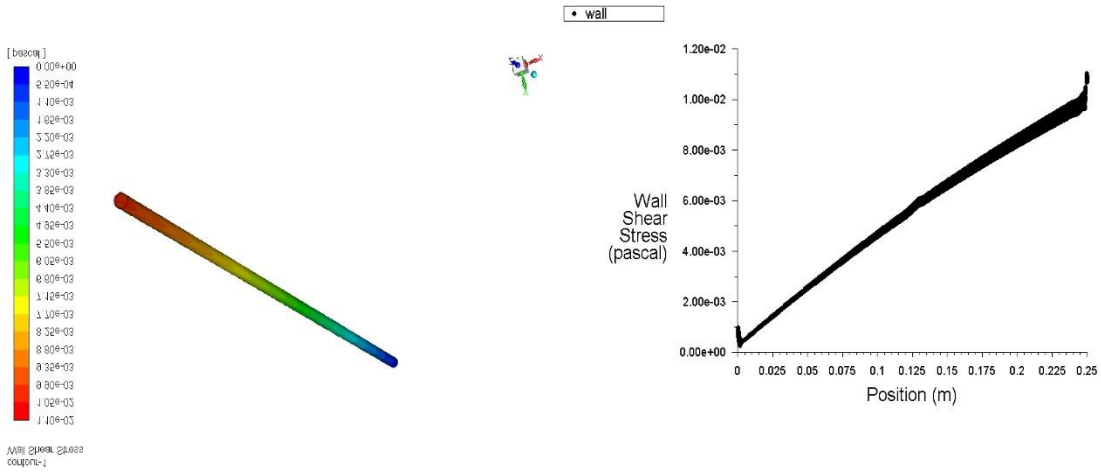
شکل ۴-۲۹۳: کانتور تغییرات دما در مقطع خروجی از رگ و نمودار تغییرات دما در سرتاسر رگ (نرمال پالسی – کارئو)

در شکل ٤-٢٩٣ بیشینه دما در دیواره به عدد۳۲۸ درجه کلوین رسیده و در مرکز مقطع کمترین است و غلظت در مرکز مقطع بیشترین می باشد .

در شکل ٤-٢٩٢ فشار در انتها کمینه میباشد و به عدد ٢/٤٠- رسیده است .



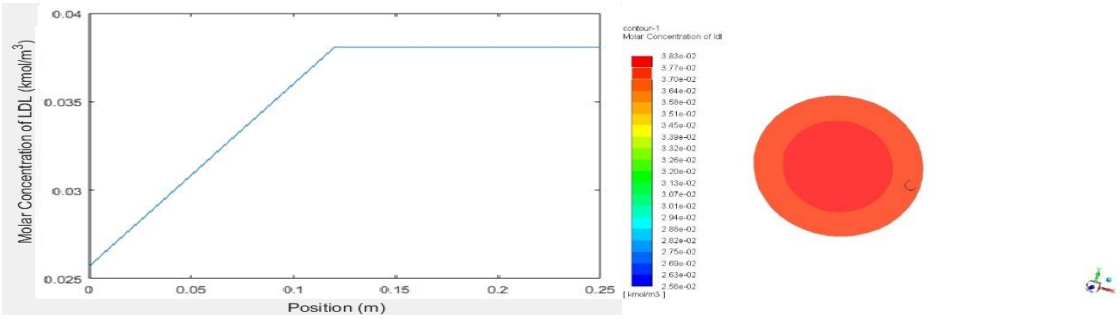
شکل ٤-٢٩٤: کانتور سرعت در مقطع خروجی و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (نرمال پالسی – کارئو)



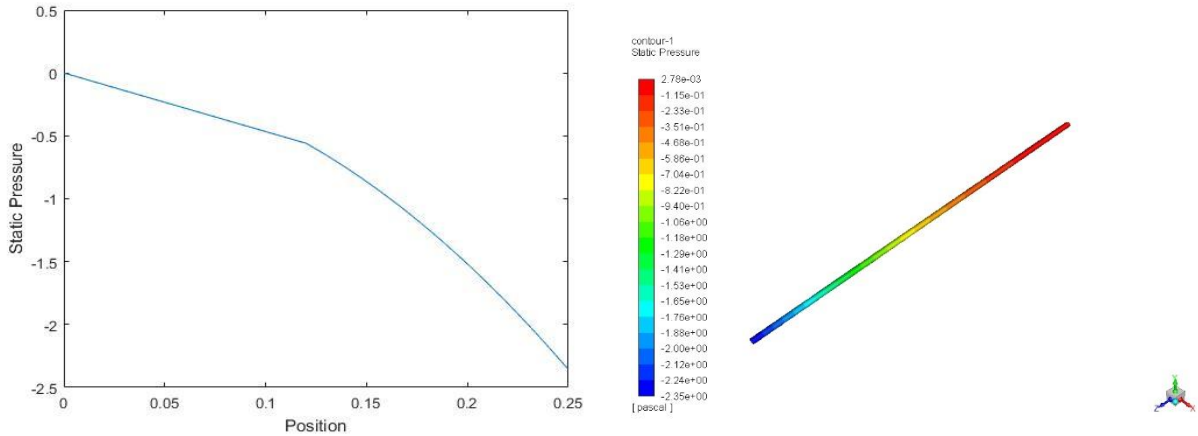
شکل٤-٢٩٥:کانتور و نمودار تغییرات تنش برشی دیواره در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– کارئو)

در شکل ٤-٢٩٤ افزایش سرعت ٠/٧٦ متر بر ثانیه رسیده رسیده است ، و در شکل ٤-٢٩٥ تنش برشی به علت افزایش دما و حداقل رسیدن غلظت به بیشینه ٠/٠٠٢٢ پاسکال رسیده است .

٤-٢١- رگ بدون گرفتگی با سیال غیرنیوتونی کراس :

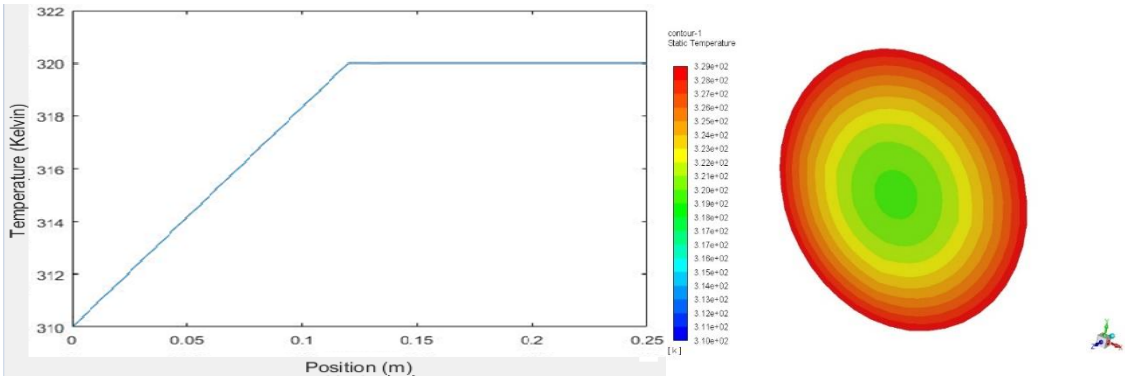


شکل ٤-٢٩٦ :کانتور در مقطع خروجی و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– کراس)

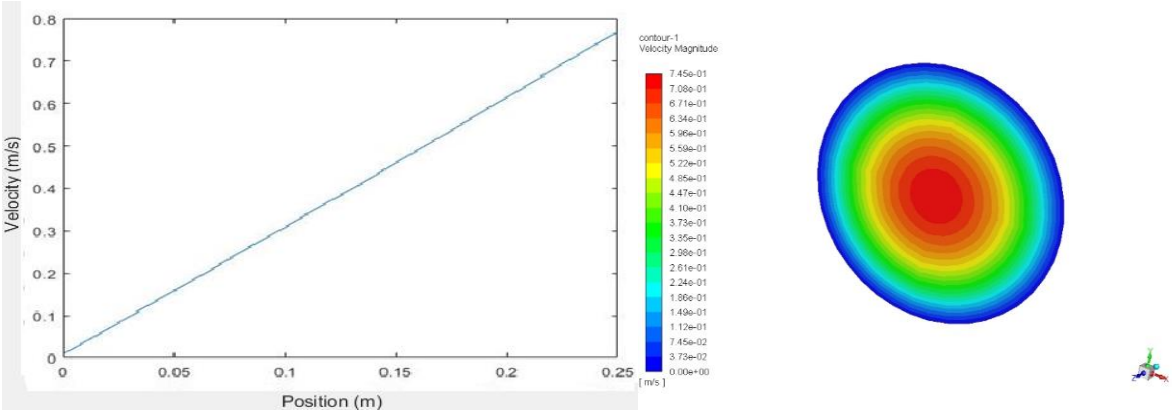


شکل ٤-٢٩٧: کانتور و نمودار تغییرات فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– کراس)

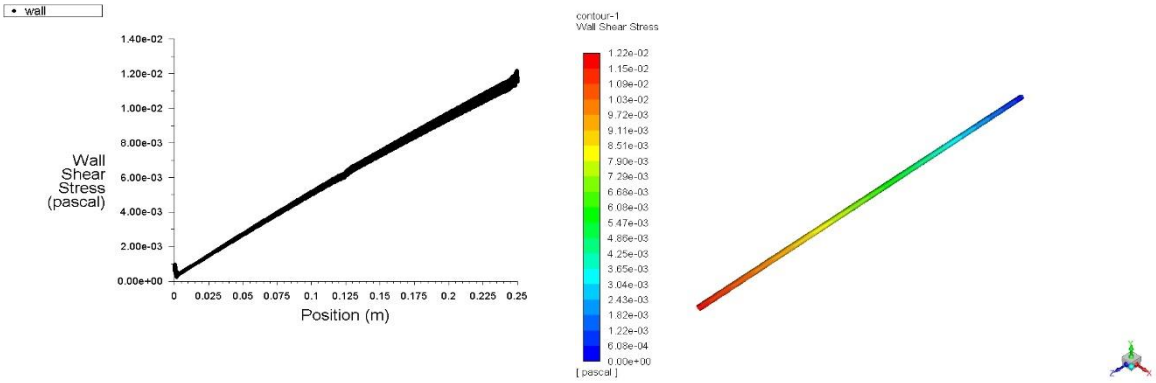
درشکل ٤-٢٩٦ غلظت در دیواره به ۰/۰۳۷۷ رسیده و فشار استاتیکی همانطور که در شکل ٤-٢٩٧ مشاهده میشود در انتها کاهشی شده و به مقدار ۰/۲۳۵- در مقطع خروجی رسیده است.



شکل ۴-۲۹۸: کانتور تغییرات در دما در مقطع خروجی از رگ و تغییرات دمای استاتیکی در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– کراس)



شکل ٤-٢٩٩: کانتور تغییرات سرعت در مقطع خروجی از رگ و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– کراس)



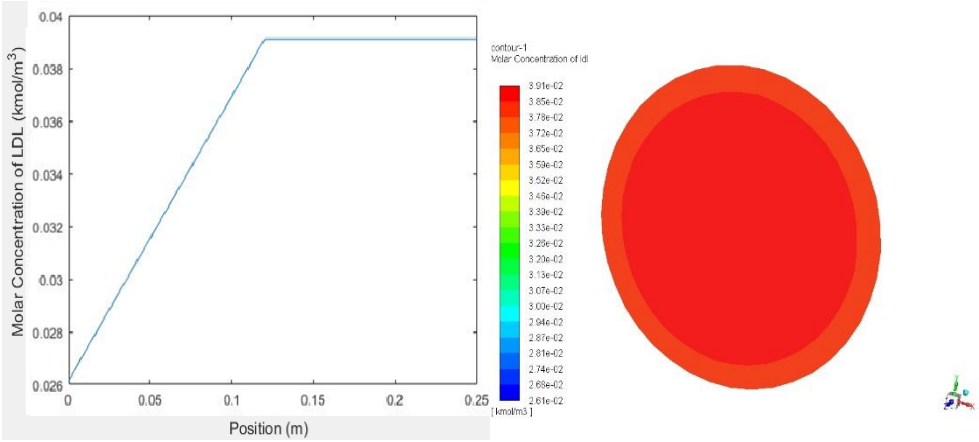
شکل٤-٣٠٠: کانتور و نمودار تغییرات تنش برشی دیوار در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– کراس)

همانطور که در شکل ٤-٢٩٨ مشاهده میشود به دلیل اثرات افزایشی دما در دیواره ها بیشترین دما به عدد ٣٢٩ درجه کلوین داریم .فرضیات به این شکل است که ما قبل افزایش دما افزایش پارتیکل چربی در دیواره هارا داشتیم و با افزایش دما (هایپر ترمیا) توانستیم غلظت در دیواره ها را کمتر کنیم .

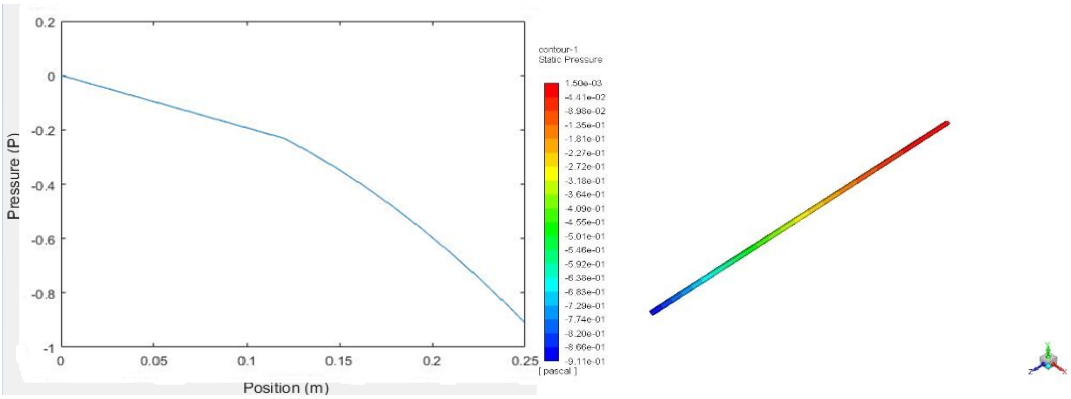
در شکل ٤-٢٩٩ به علت تجزیه لیپید ها افزایش سرعت داریم و بیشینه سرعت به عدد٠/٧٤ متر بر ثانیه در مقطع خروجی از رگ میرسد ، لازم به ذکر است قانون پیوستگی در مقطع خروجی با ثابت شدن سرعت حفظ میشود .

در شکل ٤-٣٠٠ به دلیل پایین بودن غلظت در دیوار ها افزایش تنش برشی را شاهد هستیم و بیشینه آن به عدد ٠/٠١٢٢ پاسکال میرسد .

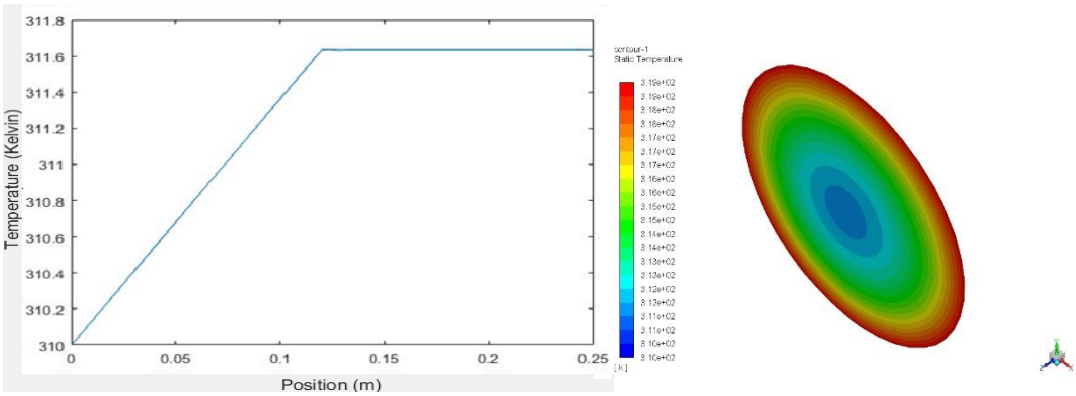
٤-۲۲- رگ بدون گرفتگی با سیال غیرنیوتونی پاورلو:



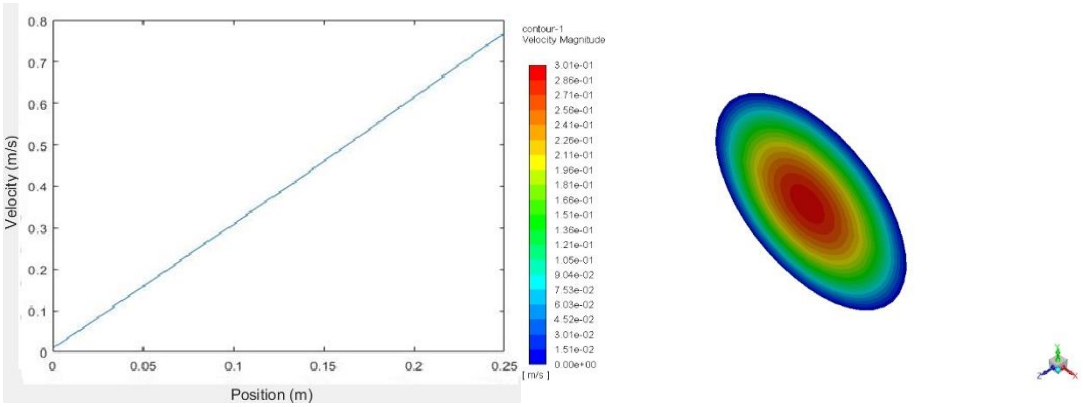
شکل ٤-۳۰۱: کانتور غلظت در مرکز رگ و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– پاورلو)



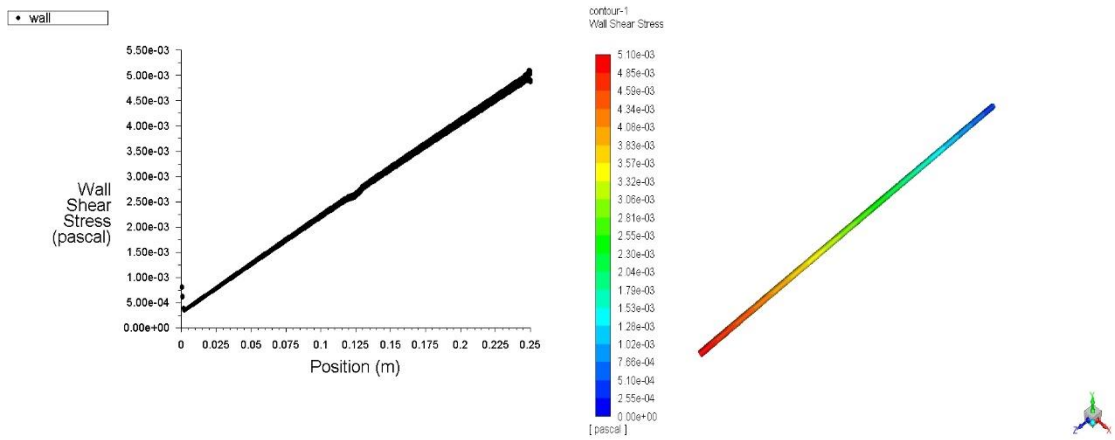
شکل ٤-۳۰۲: کانتور و نمودارتغییرات غلظت فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– پاورلو)



شکل۴-۳۰۳: کانتور تغییرات دمایی در خروجی ازرگ و نمودار تغییرات دمای استاتیکی در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– پاورلو)



شکل ٤-٣٠٤ : کانتور سرعت در مقطع خروجی از رگ و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– پاورلو)

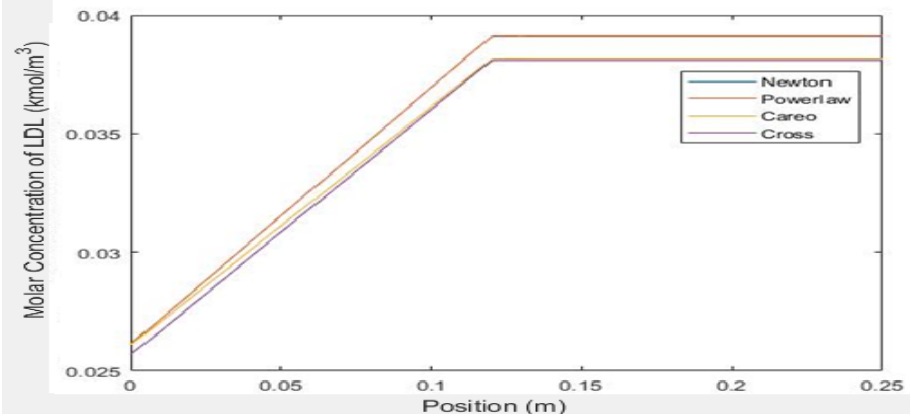


شکل ٤-٣٠٥: کانتور و نمودارتغییرات تنش برشی دیواره در سرتاسر رگ (نرمال پالسی– پاورلو)

در شکل ٤-٣٠١ غلظت در دیواره۰/۰۳۸۵ کیلو مول بر متر مکعب رسیده است .در مرکز رگ غلظت بیشینه به مقدار ۰/۰۳۹۱ کیلو مول بر متر کعب رسیده است . در شکل ٤-٣٠٢ فشار استاتیکی به عدد ۰/۰۹۱۱ – پاسکال در انتهای مقطع رگ رسیده است . در شکل ٤-٣٠٣ دما به علت اثرات درمانی در دیواره ها بیشینه شده و به عدد ۳۱۹ درجه کلوین میرسد . ٤-٣٠٤ سرعت در مقطع خروجی به عدد ۰/۳ متر بر ثانیه میرسد . و در شکل ٤-٣٠٥ تنش برشی دیواره در بیشینه خود در مقطع خروجی به عدد ۰/۰۰۵ پاسکال میرسد .بر اساس نتایج بدست آمده از تحلیل جریان پالسی در رگ بدون گرفتگی با حضور سیال نیوتونی و سیالات غیر نیوتونی، مشخص شد که هر چه دما افزایش یابد، فشار نیز افزایش می یابد. همچنین بر اساس تحلیل های پزشکی نیز می توان گفت که

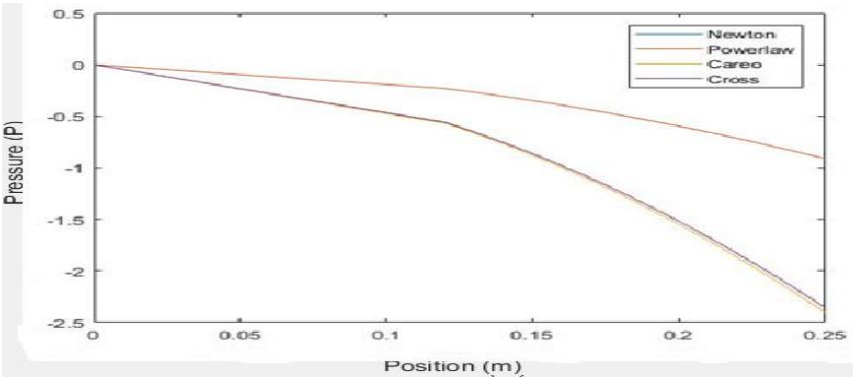
با افزایش دما، غلظت ذرات ال دی ال کاهش می یابد که این امر علاوه بر افزایش تنش برشی دیواره، منجر به افزایش سرعت خون در رگ نیز می گردد.

حال به بررسی و مقایسه پارامترها با حالت های مختلف سیالات می پردازیم.



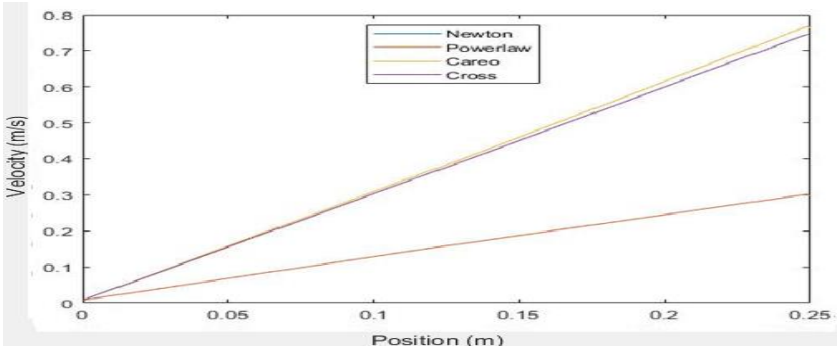
شکل٤-٣٠٦: تغییرات غلظت ال دی ال درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال پالسی– پاورلو)

همانطور که در شکل ٤-٣٠٦ مشاهده میشود غلظت ال دی ال در سیال غرنیوتونی مدل کراس نسبت به دیگر سیالات کمتر است و از مرکز تا انتها اختلافشش با دیگر سیالات بسیار ناچیز است . دلیل کم بودن غلطت در این نوع سیال، تاثیر بالای اثرات هایپرترمیا و تجزیه بهتر ال دی ال در این نوع سیال است . بطوری که سیال کراس نقش بهینه را برای ما ایفا می کند.



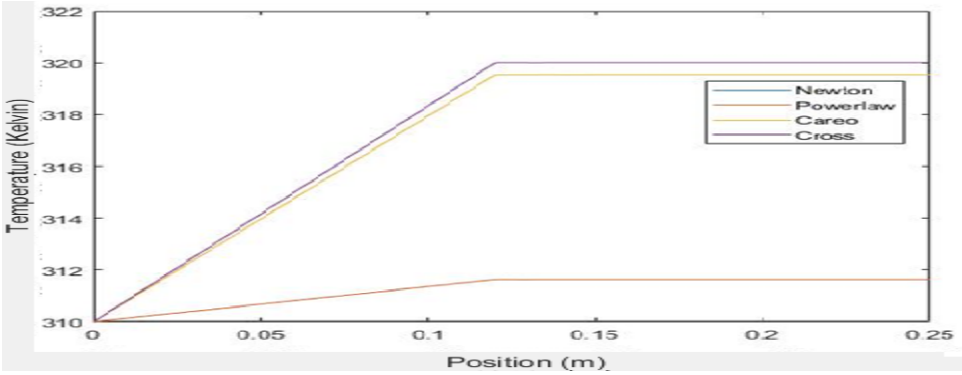
شکل٤-٣٠٧:تغییرات فشار استاتیک درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال پالسی– پاورلو)

در شکل ٤-٣٠٧ فشار در مدل کراس و کاریو از همه مدل ها کمتر است ولی اختلا ناچیزی بین سیال غیرنیوتونی مدل کراس و کاریو وجود دارد. سیال غیرنیوتونی کاریو در اینجادر انتها بطور خیلی ناچیز از سیال کراس کمتر می باشد .



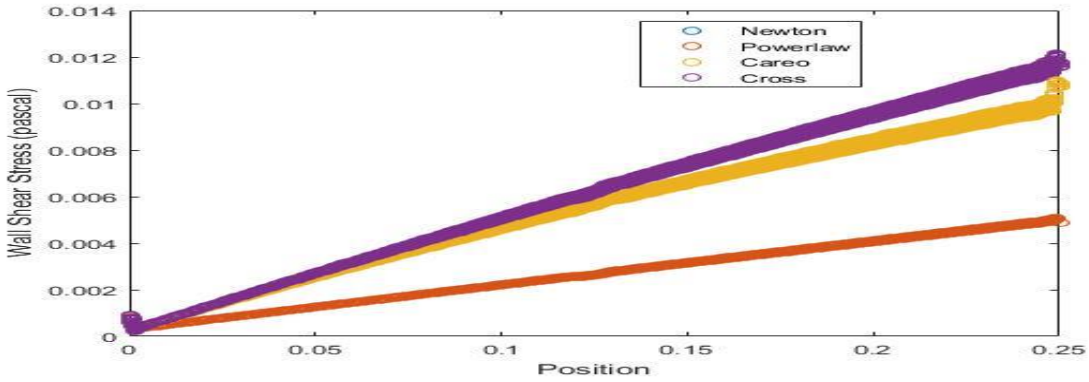
شکل٤-٣٠٨: تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال پالسی– پاورلو)

سرعت در مدل غیرنیوتونی کراس و کاریو نسبت به دومدل پاورلو و نیوتونی بیشتر است . در سیال غیرنیوتونی کاریو و کاراس در انتهای رگ اختلاف بسیار ناچیزی در سرعت وجود دارد. سیال کاریو بطور بسیار ناچیزی نسبت به کراس در انتهای رگ سرعت بیشتری دارد ولی تا محدوده ۲۰۰ میلی متر با یکدیگر اختلافی ندارند.



شکل ٤-٣٠٩: تغییرات دما درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال پالسی– پاورلو)

همانطور که در شکل ٤-٣٠٩ به وضوح شاهد هستیم سیال غیرنیوتونی مدل کراس دمایی بالاتر از دیگر سیالات دارد . بدین نظور بیشترین اثر هایپرترمیا را در این نوع سیال در مقابل دیگر سیالات داریم. پس از سیال غیرنیوتونی کراس سیال غیرنیوتونی کاریو در مقابل پاورلو و نیوتونی بیشترین دما را دارد. بیشینه دمایی که در مدل کراس وجود دارد ۳۲۰ درجه کلوین در انتهای رگ می باشد.



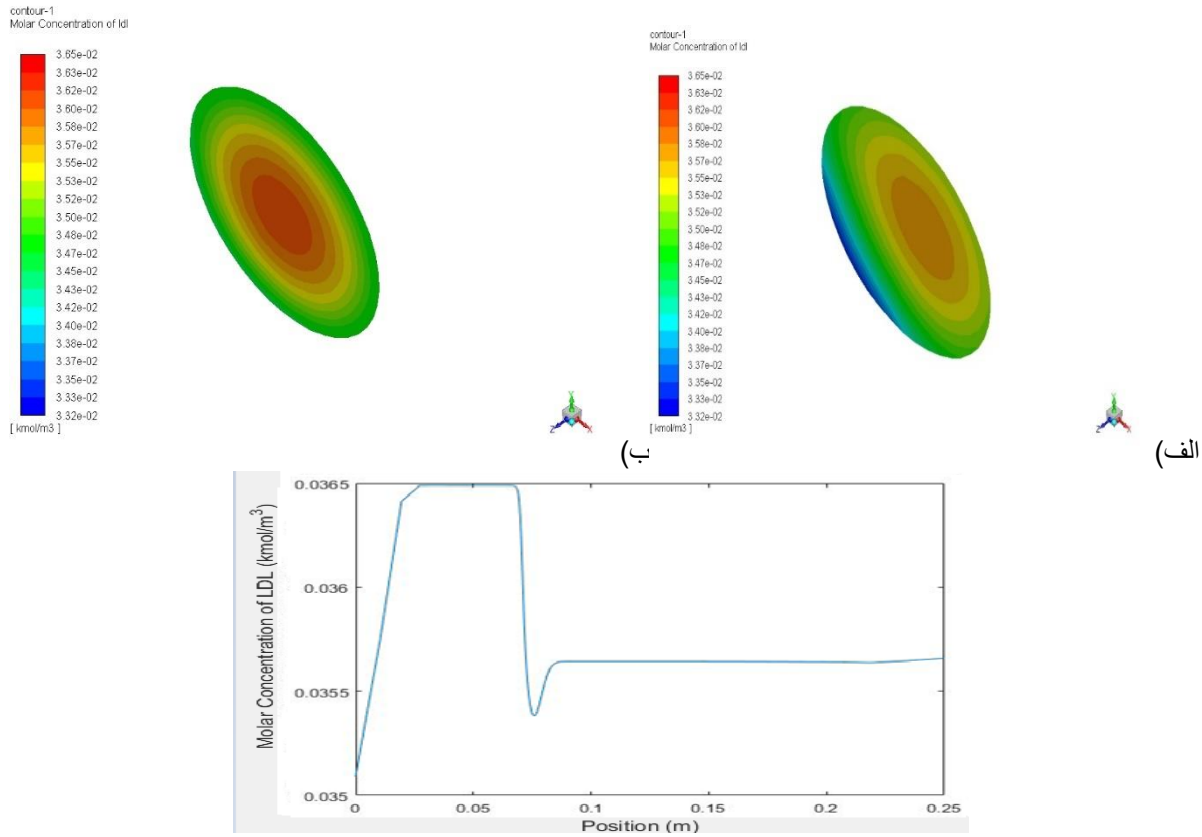
شکل٤-٣١٠: تغییرات تنش برشی دیواره درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(نرمال پالسی– پاورلو)

همانطور که مشاهده می شود بیشینه تنش برشی مربوط به سیال غیرنیوتونی مدل کراس می باشد . سیال غیرنیوتونی مدل پاورلو و مدل نیوتونی رفتاری مشابه با یکدیگر دارند . تنش برشی دیواره در مدل کراس بالاتر است بدان معنا که غلظت در دیواره در این نوع سیال کمتر است . پس از مدل کراس سیال غیرنیوتونی مدل کاریو نسبت به مدل پاورلو و مدل نیوتونی بیشترین تنش برشی را دارد .

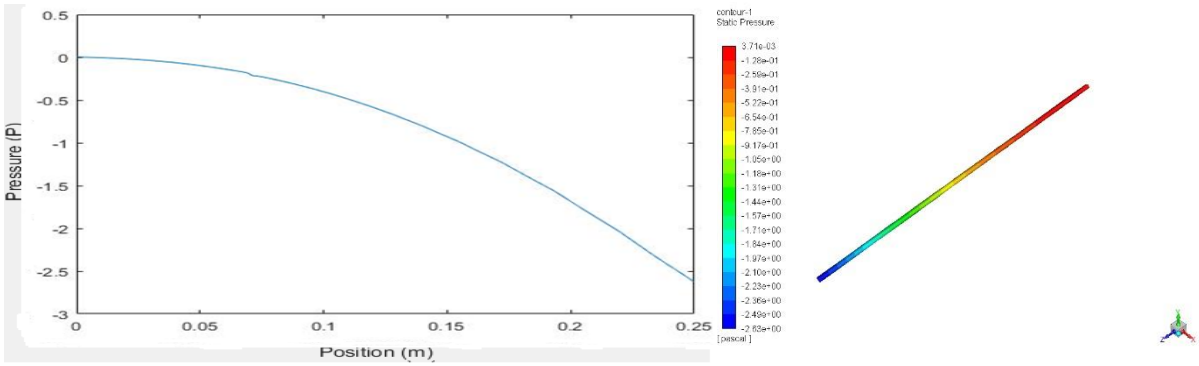
در میان مقایسه با سیالات نیوتونی و غیر نیوتونی سیال غیر نیونونی کراس دارای بیشترین اختلاف نسبت به دیگر سیالات حاضر در پژوهش بود .

حال به بررسی گرفتگی های مختلف خون می پردازیم.

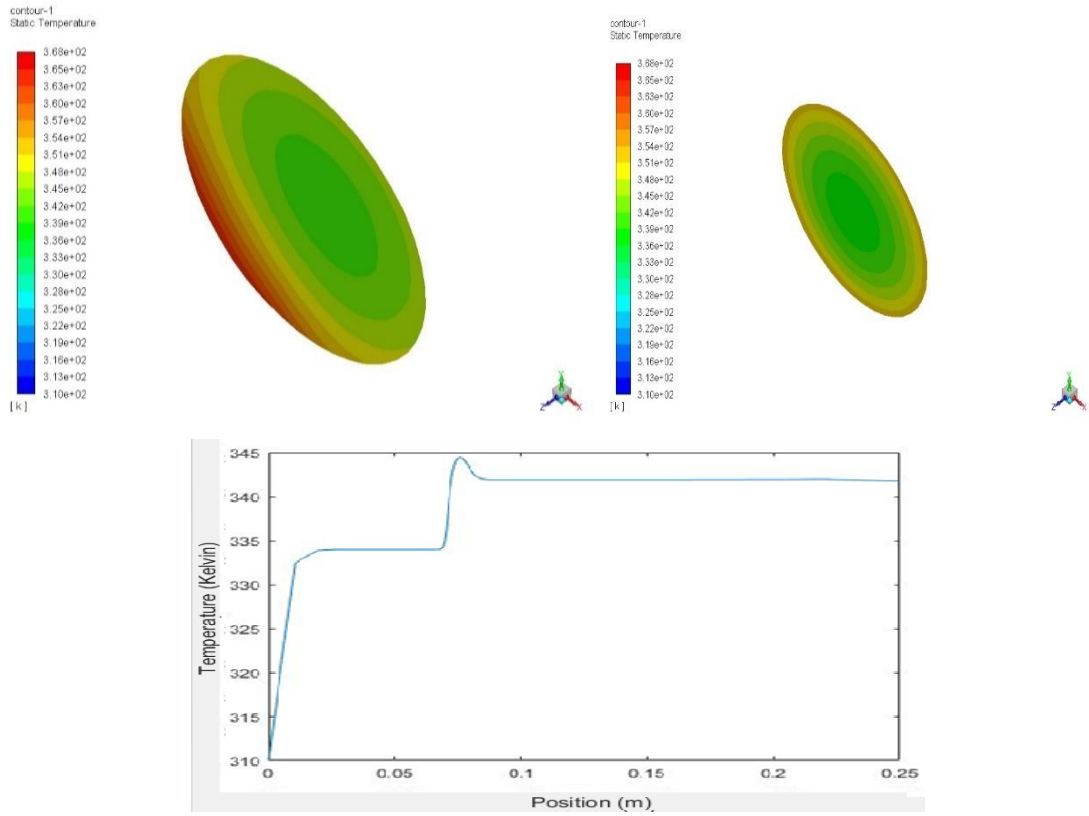
٤-٢٣-رگ با گرفتگی ۳۰ ٪ با سیال نیوتونی :



شکل ٤-٣١١: الف)کانتور غلظت ال دی ال در خروجی از رگ ب)کانتور غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی از رگ و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (۳۰ ٪ گرفتگی– نیوتونی)

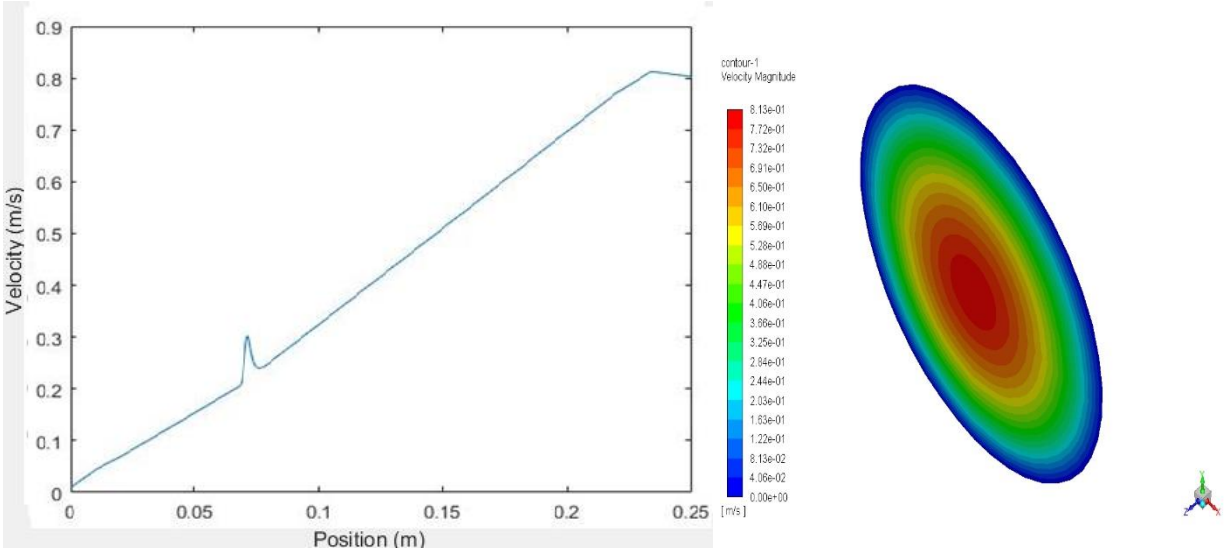


شکل ۴-۳۱۲ : کانتور و نمودار تغییرات فشار در سرتاسر رگ (۳۰٪گرفتگی– نیوتونی و پالسی)

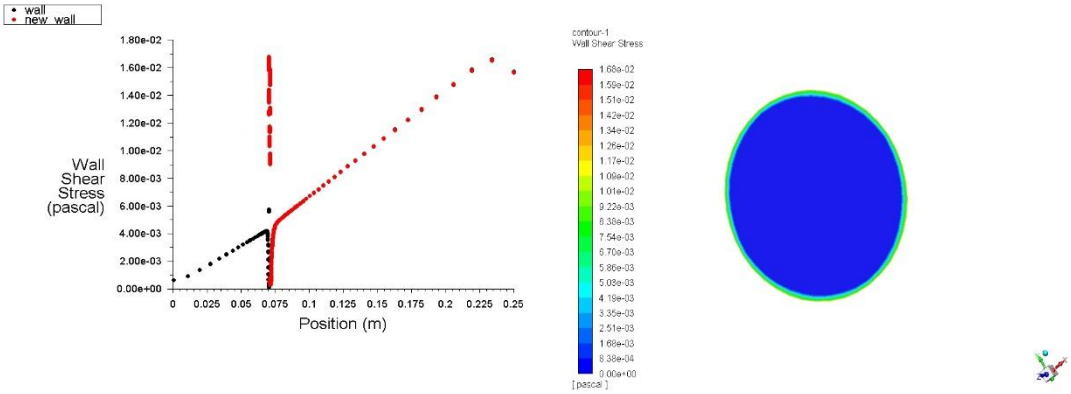


شکل ٤-٣١٣: سمت راست کانتور دمایی در مقطع گرفتگی و سمت چپ کانتور دمایی در مقطع خروجی و نمودار تغییرات دمای استاتیکی در سرتاسر رگ (٣٠٪گرفتگی– نیوتونی و پالسی)

در شکل ٤-٣١١ اثرات غلظت در گرفتگی ٣٠٪ مشاهده میشود در مرکز مقطع گرفتگی به کمینه ٠/٠٣٥٢کیلومول بر مترمکعب رسیده و بعداز گرفتگی صعودی شده و ثابت میشود ، بیشینه غلظت ال دی ال مقدار٠/٠٣٦٨کیلو مول بر متر مکعب می باشد . در شکل ٤-٣١٢ فشار در مقطع کاهش جزیی دارد و بعد از آن افزایشی و سپس کاهشی شده و در انتها رگ به عدد ٢/٦٣-پاسکال میرسد . در شکل٤-٣١٣ بخوبی مشهود است در گرفتگی (فرد بیمار) افزایش دما به علت اثرات درمانی هایپرترمیا وجود دارد . بیشینه آن در مرکز مقطع گرفتگی به عدد ٣٤٤درجه کلوین در دیواره ها به ٣٦٦ درجه کلوین رسیده است.



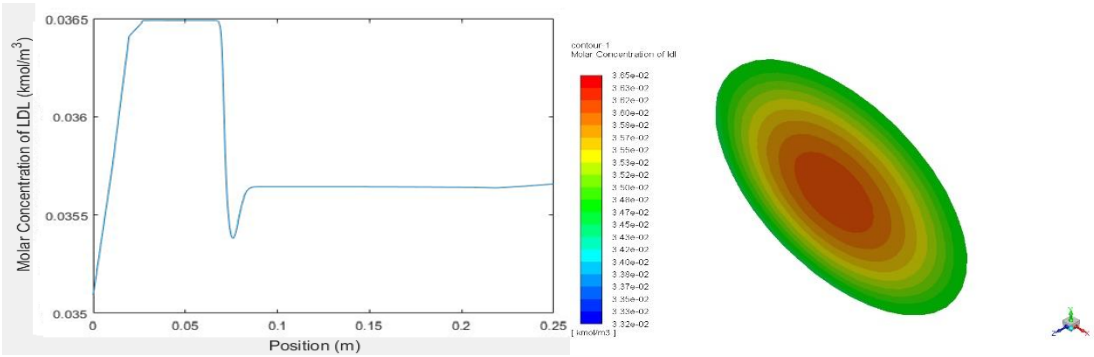
شکل٤-٣١٤: کانتور سرعت در خروجی و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (٣٠٪گرفتگی– نیوتونی و پالسی)



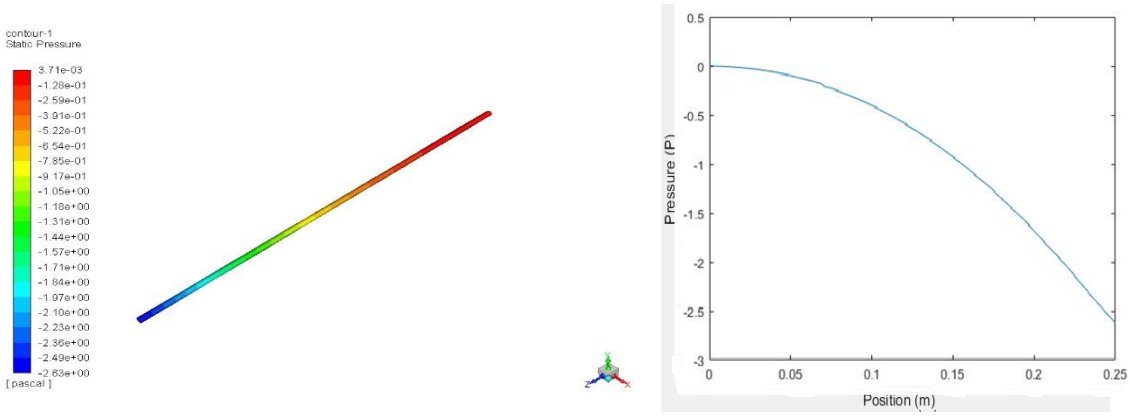
شکل ٤-٣١٥:کانتور نغییرات تنش برشی در گرفتگی و نمودار تغییرات تنش برشی دیوار در سرتاسر رگ (٪٣٠گرفتگی– نیوتونی و پالسی)

در شکل ٣-٣١٤ سرعت در مقطع گرفتگی افزایشی و سپس کاهشی شده و تا مقطع ٢٣٠ افزایشی ودر انتها کاهشی شده و به عدد ٠/٨متر بر ثانیه میرسد . در شکل ٤-٣١٥ تنش برشی در مقطع قبل از گرفتگی یا به عبارتی در ابتدای گرفتگی به پایین ترین حد خود میرسد تا جایی که به صفر میل کند ولی صفر نیست ، بعداز گرفتگی افزایشی شده ودر مقطع ٢٣٠ میلی متر افت کرده و در انتها به عدد ٠/٠١٥١ پاسکال میرسد .

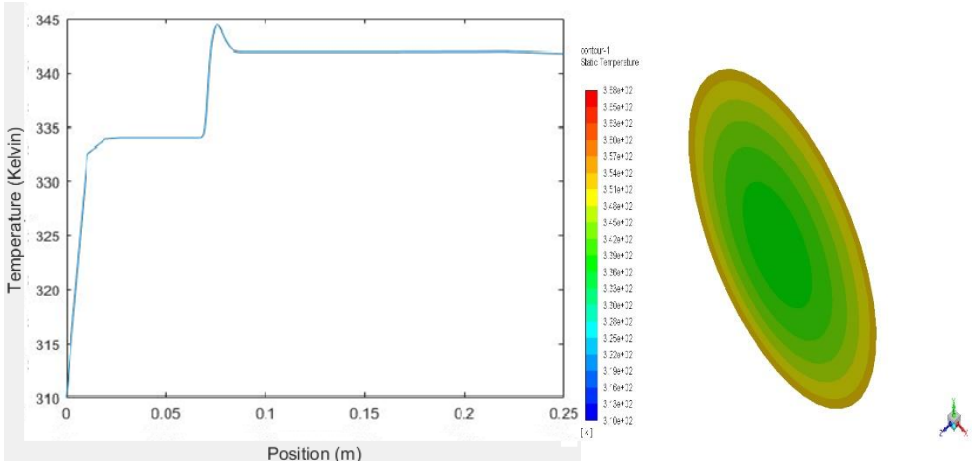
٤-٢٤-رگ با گرفتگی ٣٠٪ با سیال غیر نیوتونی کارئو:



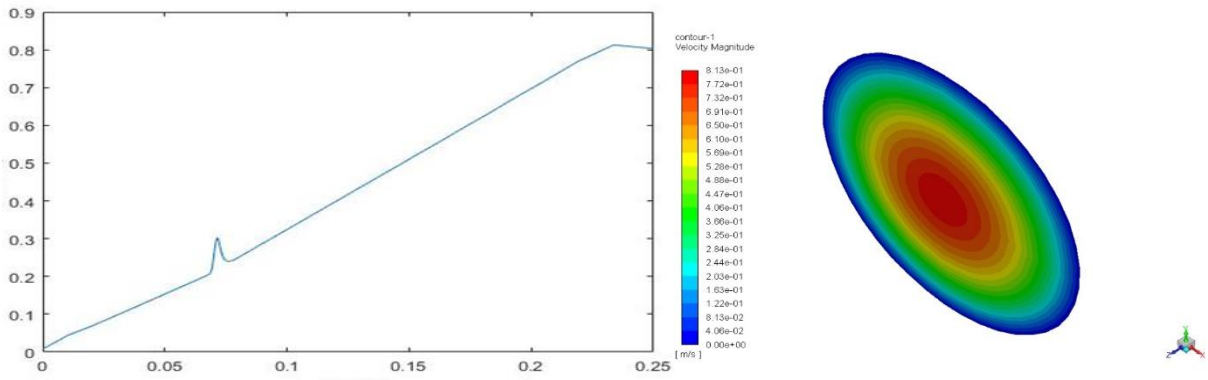
شکل٤-٣١٦: کانتور غلظت درمقطع گرفتگی از رگ و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (٣٠٪ گرفتگی- کارئو و پالسی)



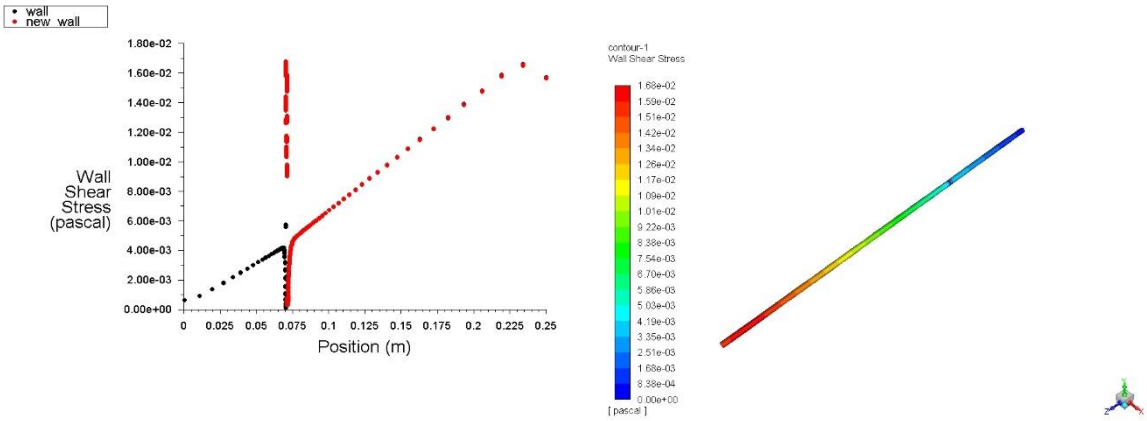
شکل ٤-٣١٧: کانتور و نمودار تغییرات فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (٣٠٪گرفتگی- کارئو و پالسی)



شکل٤-٣١٨: کانتور تغییرات دمایی در گرفتگی و تغییرات دما در سرتاسر رگ (٣٠٪ گرفتگی- کارئو و پالسی)



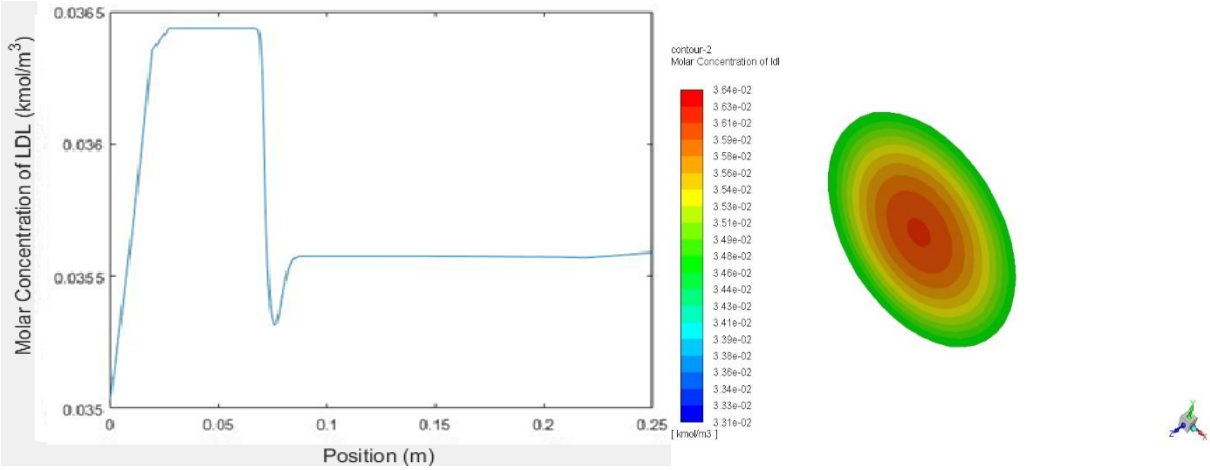
شکل ٤-٣١٩: کانتورتغییرات سرعت در خروجی و نمودار تغییرات دما در سرتاسر رگ (٣٠٪ گرفتگی– کارئو و پالسی)



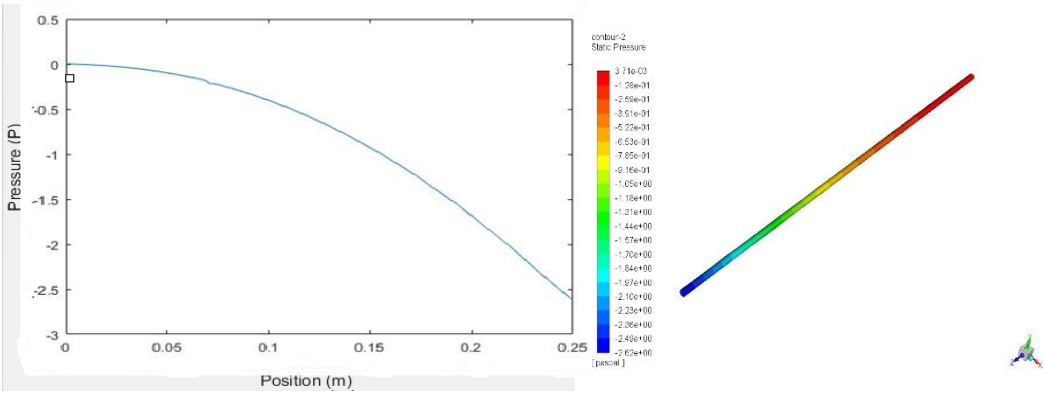
شکل ٤-٣٢٠:کانتور و نمودارتغییرات تنش برشی دیوار در سرتاسر رگ (٣٠٪ گرفتگی– کارئو و پالسی)

در شکل ٤-٣١٦ غلظت درقبل از گرفتگی به بیشینه رسیده و به عدد٠/٠٣٦٣ کیلو مول بر متر مکعب رسیده و در محدوده گرفتگی کاهش و سپس افزایش وتا انتها ثابت میشود ، این عدد به مقدار ٠/٠٣٥٧ کیلو مول بر متر مکعب میرسد . در شکل ٤-٣١٧ فشار استایکی در محدوده گرفتگی افزایش و سپس کاهش و تا انتهای رگ کاهشی میباشد ، مقدار این عدد در محدوده خروجی عدد ٢/٦٣- میباشد . در شکل ٤-٣١٨ دما در دیواره ها بیشینه می باشد ، این مقدار در محدوده گرفتگی و بعد از آن بیشترین ودر محدوده ٣٦٠درجه کلوین میباشد .شکل ٤-٣١٩ سرعت در گرفتگی افزایشی و سپس کاهشی و بعداز آن افزایشی شده و در مقطع ٢٣٠میلی متر به بعد کاهشی شده است . در شکل ٤-٣٢٠ تنش برشی درابتدای مقطع گرفتگی به کمترین رسیده وسپس از آن افزایشی شده ودر مقطع ٢٣٠ میلی متر به بعد کاهشی شده و در محدوده ٠/٠١٥٧ پاسکال میل می کند .

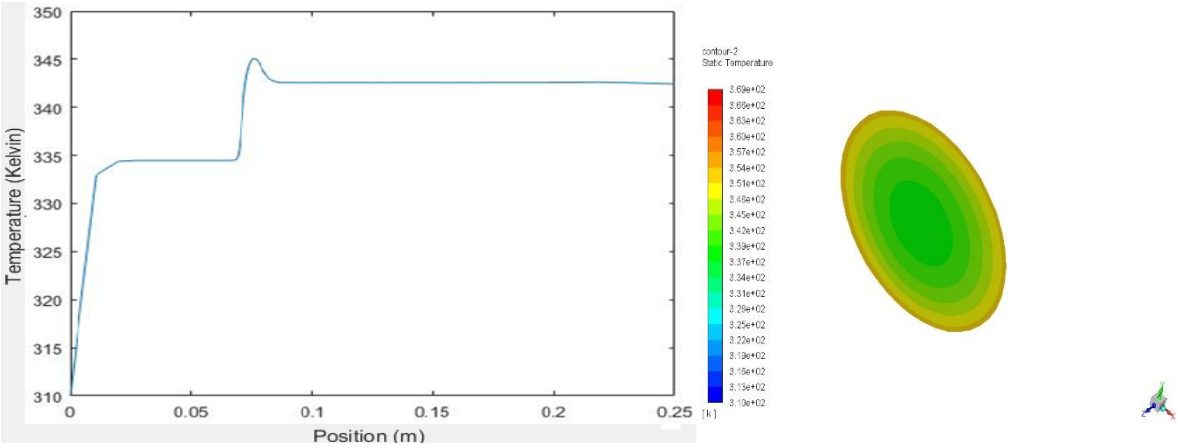
٤-٢٥- رگ با گرفتگی ٣٠٪ با سیال غیر نیوتونی کراس:



شکل ٤-٣٢١: کانتور در مقطع گرفتگی و نمودارتغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (٣٠٪ گرفتگی- کراس و پالسی)

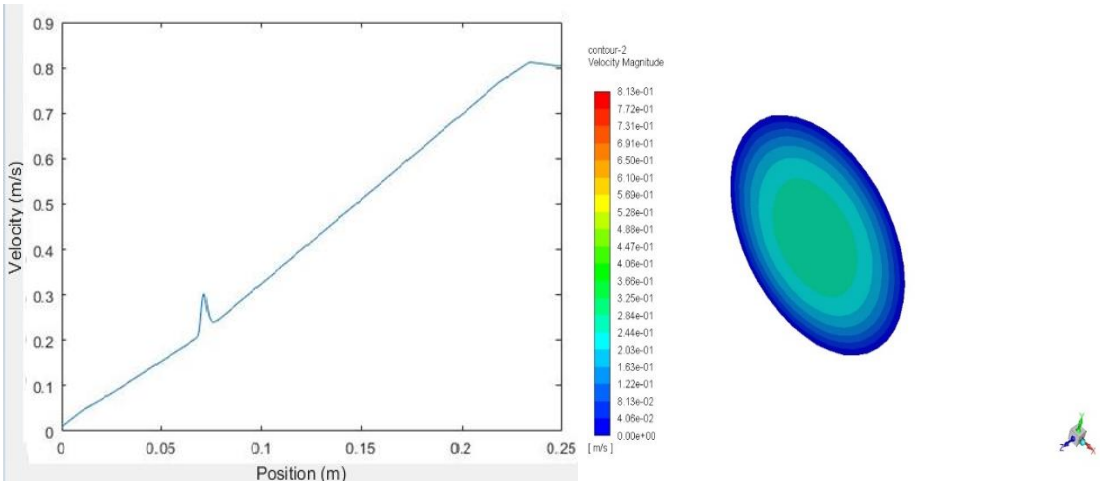


شکل ٤-٣٢٢:کانتور و نمودارتغییرات فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (٣٠٪ گرفتگی- کراس و پالسی)

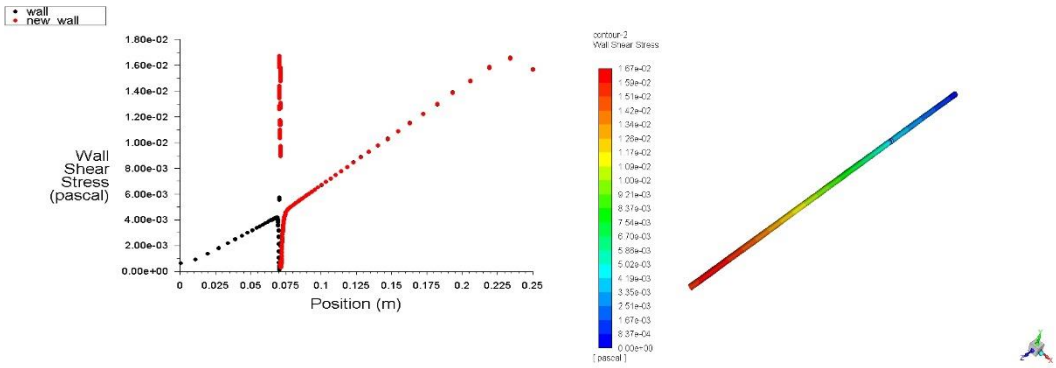


شکل ۴-۳۲۳: کانتور در مقطع گرفتگی و نمودارتغییرات دما در سرتاسر رگ (٣٠٪ گرفتگی- کراس و پالسی)

در شکل ٤-٣٢١ غلظت در مرکز گرفتگی به بیشترین مقدار ۰/۰۳۵٦ کیلومول بر متر مکعب رسیده است در دیواره ها کمترین به علت اثرات هایپرترمیا، لازم به ذکر است در کانتوری که در شکل ٤-٣٢١ وجود دارد این اختلاف به وضوح مشهود است . در شکل ٤-٣٢٢ در فشار استاتیک پالس کوچکی در مقطع گرفتگی داریم و بعد از آن روند کاهشی داشته تا به عدد ۲/٦۲- رسیده است. در شکل ٤-٣٢٣ بیشینه دمایی در دیوار به ٣٦٣ درجه کلوین رسیده است و طبق نمودار که درمرکز مقطع واقع است بیشترین ٣٤٢ در مقطع میباشد و بعد از آن ثابت می باشد .



شکل ٤-٣٢٤: کانتور تغییرات سرعت در مرکز گرفتگی و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (٣٠٪ گرفتگی- کراس و پالسی)

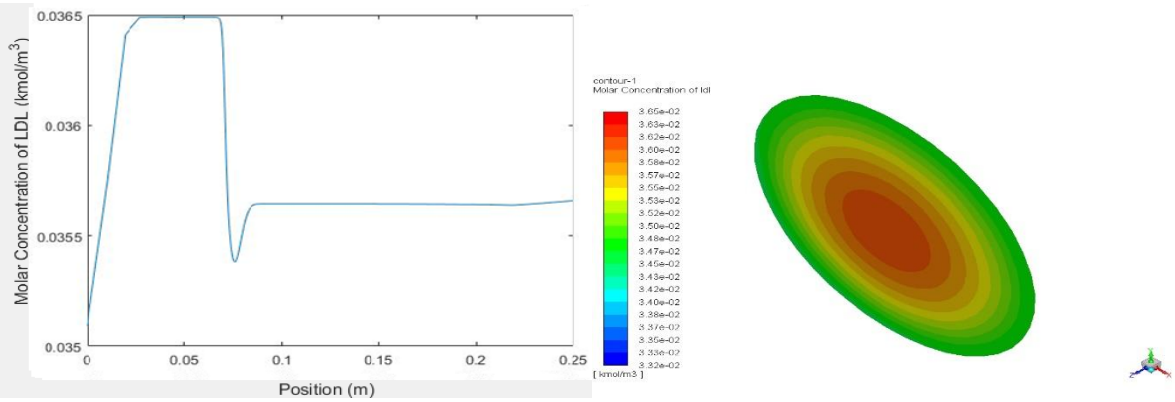


شکل ٤-٣٢٥: کانتورو نمودار تغییرات تنش برشی دیوار در سرتاسر رگ (٣٠٪ گرفتگی- کراس و پالسی)

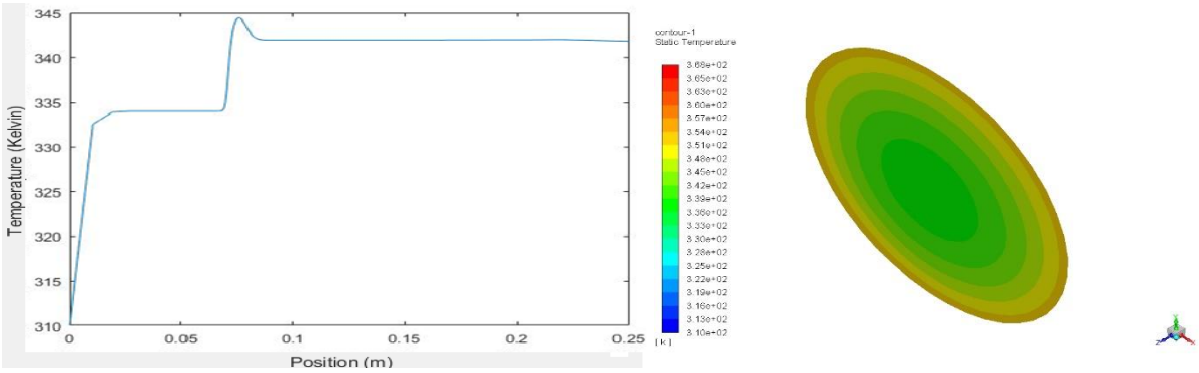
در شکل در شکل ٤-٣٢٤ سرعت در مقطع افزایش و سپس کاهشی وبه دنباله آن افزایشی شده و در مقطع ٢٣٠ میلی متر کاهشی شده و در انتها به عدد ۰/۸۱ متر بر ثانیه رسیده است . بتبع آن در شکل ٤-٣٢٥ تنش برشی در

مقطع کاهشی و به صفر میل میکند و سپس افزایشی شده و در مقطه ۲۳۰میلی متر کاهشی شده و به عدد ۰/۰۱۵۹ رسیده است.

٤-٢٦-رگ با گرفتگی ۳۰٪ با سیال غیر نیوتونی پاورلو:



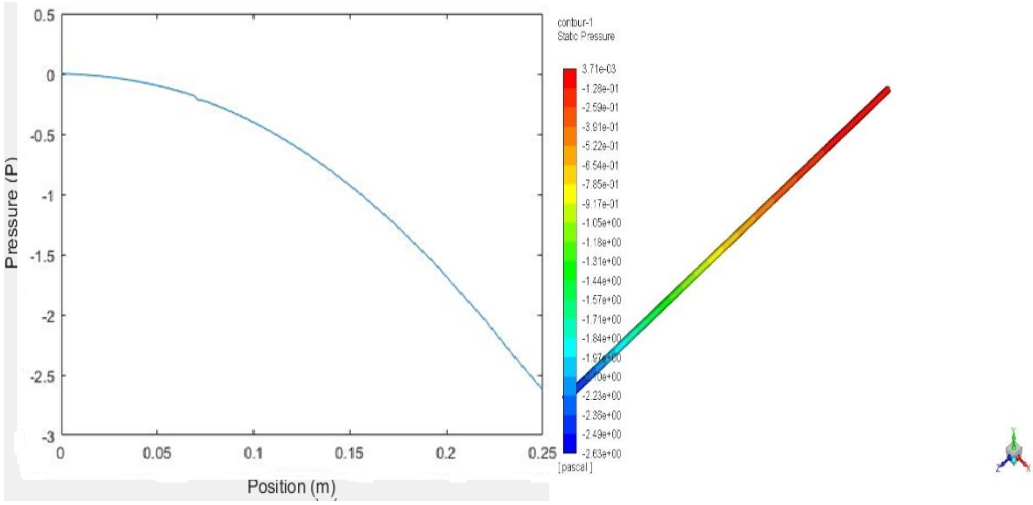
الف)



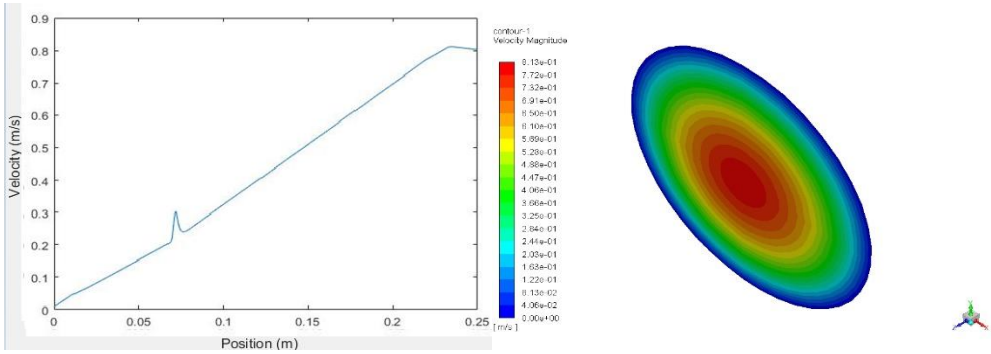
ب)

شکل ٤-٣٢٦:کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در گرفتگی و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ ب) نمودار و کانتور تغییرات دمایی(۳۰٪گرفتگی- پاورلو و پالسی)

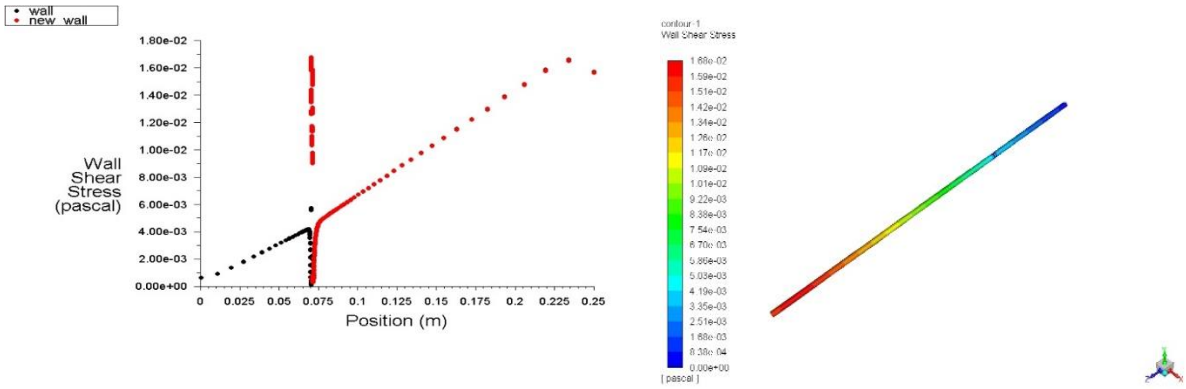
در شکل ٤-٣٢٦ تغییرات غلطت ال دی ال ۰/۰۳٦٥ در قبال از گرفتگی و در محدوده گرفتگی و سپس کاهشی شده و بعد از آن افزایشی شده و تا انتها ثابت می شود . لازم به ذکر است غلظت در دیواره در گرفتگی کاهشی است و به محدوده ۰/۰۳٤۸ میرسد . در قسمت ب) دما در محدوده که غلظت بالاست کاهشی شده ودر دیواره ها بیشتر شده و در محدوده ۳۵۷ درجه کلوین می رسد و در محدود غلطت به عدد ۳٤۲درجه کلوین می رسد .



شکل ٤-٣٢٧: کانتور و نمودارتغییرات فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (٣٠٪گرفتگی- پاورلو و پالسی)



شکل ٤-٣٢٨:کانتورتغییرات سرعت در مقطع خروجی و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (٣٠٪گرفتگی- پاورلو و پالسی)

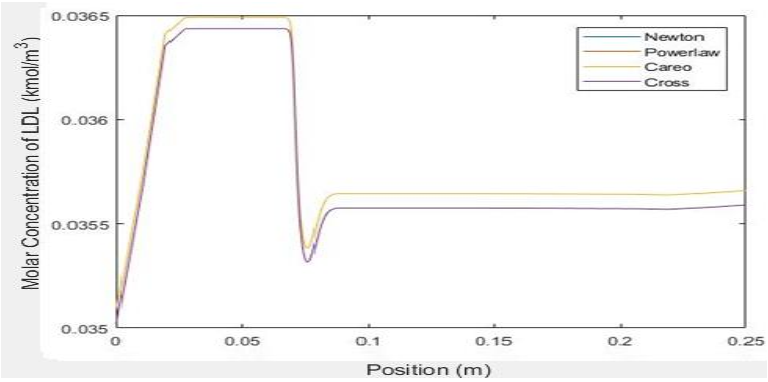


شکل ۴-۳۲۹: کانتور و نمودار تغییرات تنش برشی در سرتاسر رگ (٣٠٪گرفتگی- پاورلو و پالسی)

در شکل ٤-٣٢٧ فشار استاتیکی در انتها کاهشی شده و به محدوده ٢/٦٣- پاسکال می رسد . در مقطع گرفتگی ابتدا کاهشی و سپس کاهشی تا انتها می شود. در شکل ٤-٣٢٨ سرعت در محدوده گرفتگی افزایشی و سپس

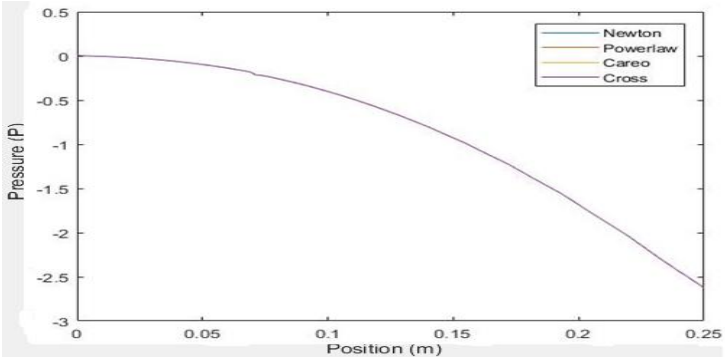
افزایشی شده و تا محدوده ۲۳۰ میلی متر ادامه دارد و بعداز آن کاهشی شده ودر انتها به عدد ۰/۸۰۵ پاسکال می رسد .

در شکل ٤-۳۲۹ همانطور که مشاهده می کنید در محدوده افزایش غلظت تنش برشی کمتر شده و به کمینه می رسد و سپس افزایشی شده و به محدوده ۲۳۰ میلی متر به بعد کاهشی شده و در انتهای رگ به عدد ۰/۰۱۵۱ پاسکال می رسد . همانطور که مشاهده شد بیشترین اختلاف سیال غیرنیوتونی کراس نسبت به دیگر سیالات در این قسمت گرفتگی دارد . حال به مقایسه و بررسی پارامترهای مختلف با انواع سیالات می پردازیم.



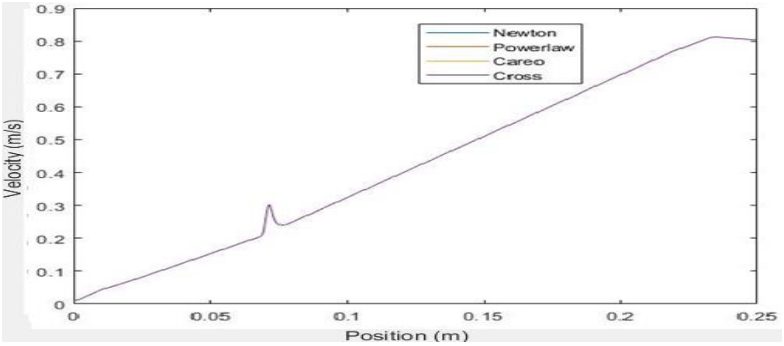
شکل ٤-۳۳۰: تغییرات غلظت ال دی ال درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪۳۰ پالسی)

همانطور که درشکل ٤-۳۳۰ مشاهده می شود غلظت ال دی ال در قبل گرفتگی در مدل کاریو بیشینه است ولی در مدل کرا س در مقطع گرفتگی غلظت در مدل کراس نسبت به مدل کارو و پاورلو و نیوتونی کمتر است . غلظت در دیواره ها کاهش محسوسی در مدل کراس داریم و در دیگر مدل ها ، غلظت ال دی ال کمی بیشتر از مدل کراس است.



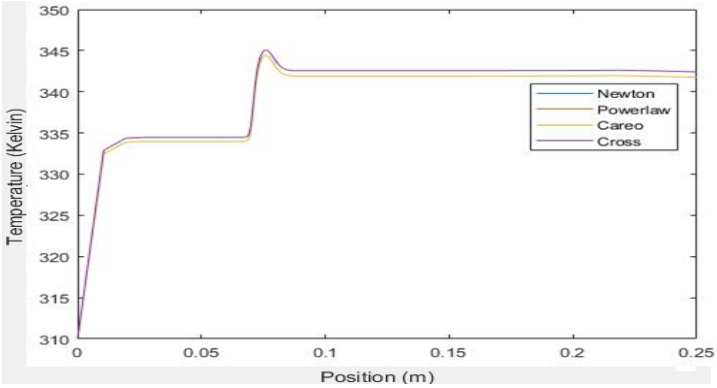
شکل ۴-۳۳۱:تغییرات فشار استاتیک درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪۳۰ پالسی)

در شکل ٤-٣٣١ ملاحظه می شود که تغییرات در فشار استاتیک بسیار ناچیز است و تمامی مدل های سیالاتی یک رفتار مشابه دارند.



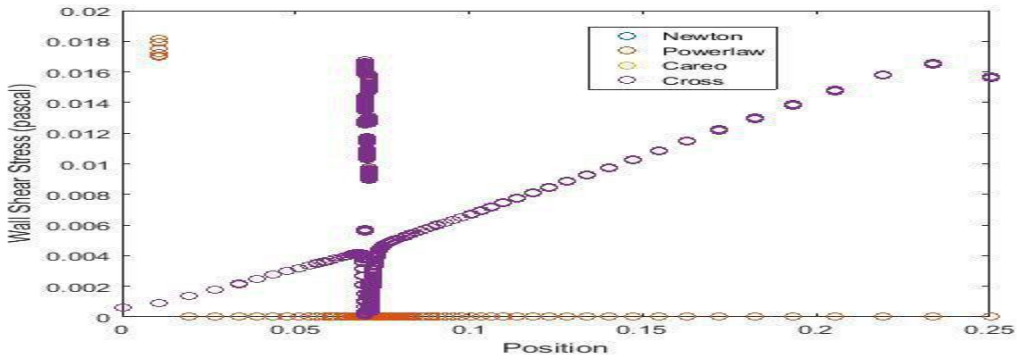
شکل٤-٣٣٢: تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٣٠ پالسی)

همانطور که در نمودار ملاحظه می شود اختلافات در سرعت بسیار ناچیز است، تمامی سیالات یک رفتار مشابه از خود نشان می دهند و تمامی سیالات در یک خط می باشند .



شکل ٤-٣٣٣: تغییرات دمایی درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٣٠ پالسی)

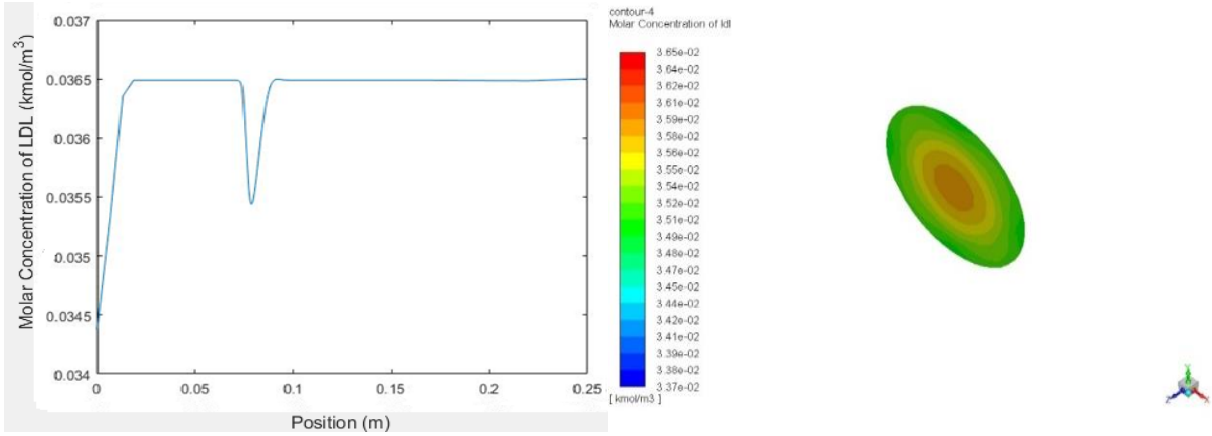
همانطور که در شکل ٤-٣٣٣ مشاهده می شود اثرات پرتو درمانی در حالت کراس بیشینه بوده و این به تجزیه لیپیدها بسیار کمک می کند . پس از مدل کراس ، مدل کاریو وپاورلو و نیوتونی قرار دارد که مدل کاریو از دو مدل پاورلو و نیوتونی کمی بیشتر است. بیشینه دماییی در اینجا در خروجی به محدوده ٣٤٣ درجه کلوین رسیده است که در مقابل مدل نرمال بیشتر است.



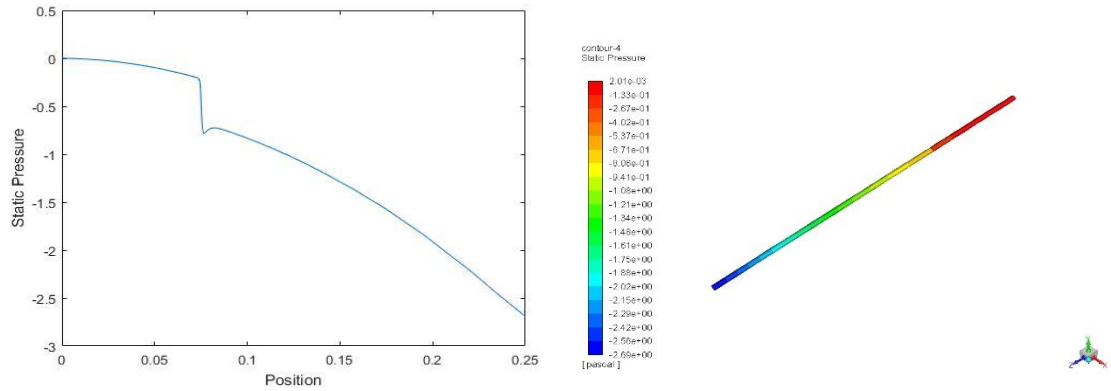
شکل ٤-٣٣٤: تغییرات تنش برشی دیواره درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٣٠ پالسی)

در شکل ٤-٣٣٤ شاهد افزایش تنش برشی در مدل کراس در مقطع گرفتگی می باشیم. این نشان دهنده تجزیه بالای لیپیدها در این نوع سیال دارد . کمترین تنش مربوط به سیال از نوع پاورلو میباشد .

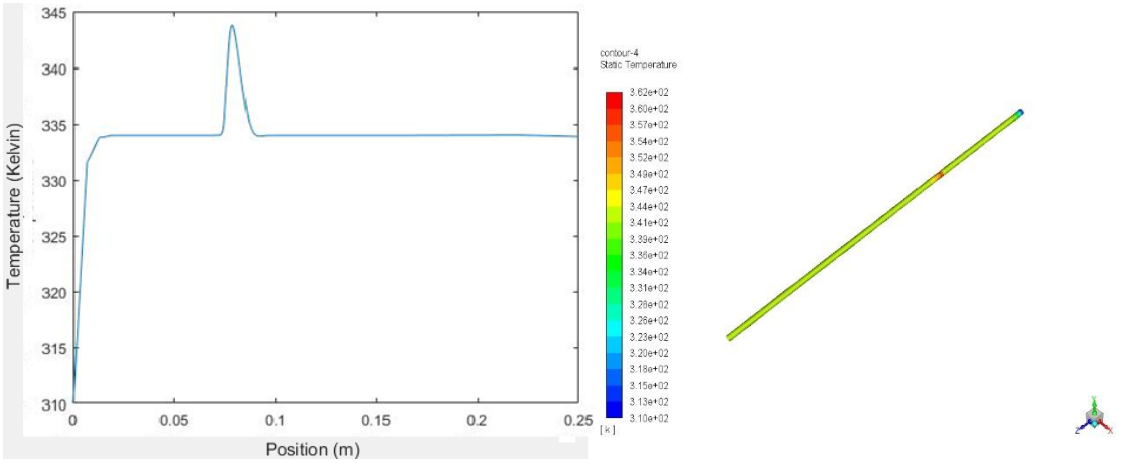
٤-٢٧-رگ با گرفتگی ٪٦٠ با سیال نیوتونی:



شکل ٤-٣٣٥: کانتور تغییرات غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (٪٦٠ گرفتگی- نیوتونی و پالسی)

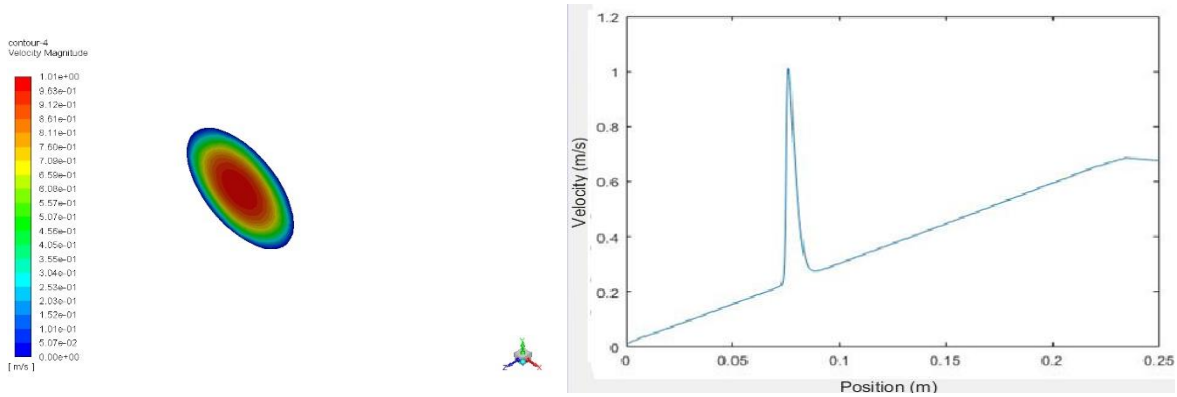


شکل٤-٣٣٦: کانتور و نمودار تغییرات فشار در سرتاسر رگ (٦٠٪ گرفتگی– نیوتونی و پالسی)

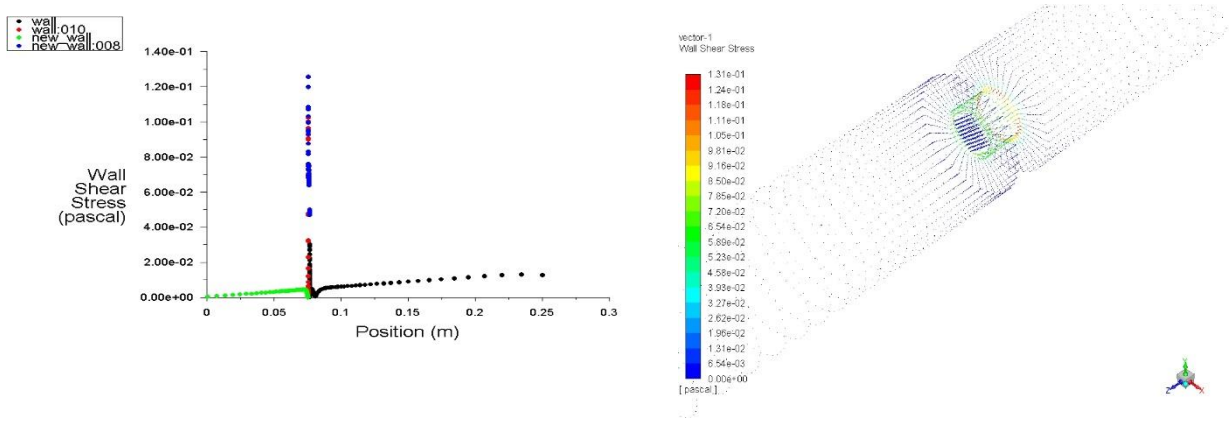


شکل ٤-٣٣٧: کانتور و نمودار تغییرات دما در سرتاسر رگ (٦٠٪ گرفتگی– نیوتونی و پالسی)

همانطور که در شکل ٤-٣٣٥ مشاهده می شود غلظت به طور ملموسی در مقطع گرفتگی کاهش یافته و سپس بعداز آن افزایشی شده و تا انتها ثابت می شود ، عدد غلظت ال دی ال در انتها رگ بصورت ٠/٠٣٦٥ کیلو مول بر متر مکعب رسیده است. در شکل ٤-٣٣٦ فشار استاتیکی در مقطع گرفتگی کاهش یافته و تا انتها کاهشی می شود .در شکل ٤-٣٣٧ دما در مقطع گرفتگی افزایشی شده و این دلیل بر این است که در این مقطع مابیشترین تجمع ال دی ال را داشتیم و با اعمال اثرات هایپرترمیایی توانستیم غلظت را کاهش دهیم ، ٣٤٧ درجه کلوین دمای در مقطع گرفتگی درمرکز ودر دیوار و بیشینه دمایی درآن٣٦٢ درجه کلوین می باشد .



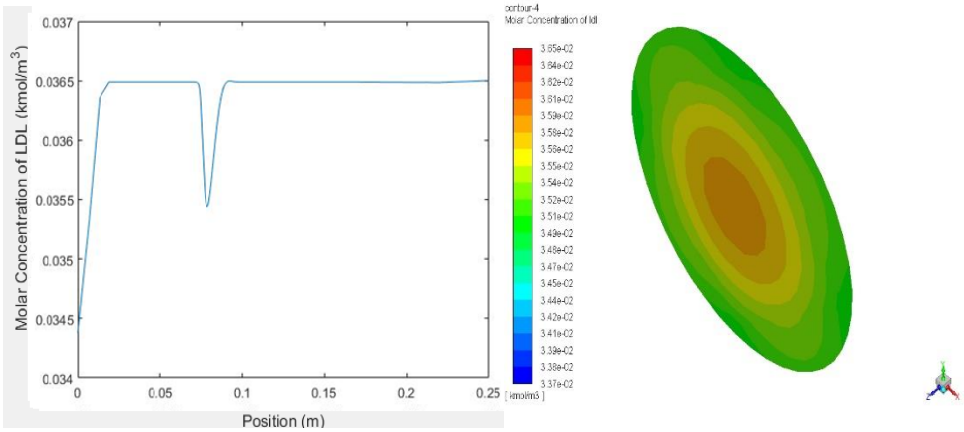
شکل ٤-٣٣٨: نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ و کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی (٦٠٪ گرفتگی– نیوتونی و پالسی)



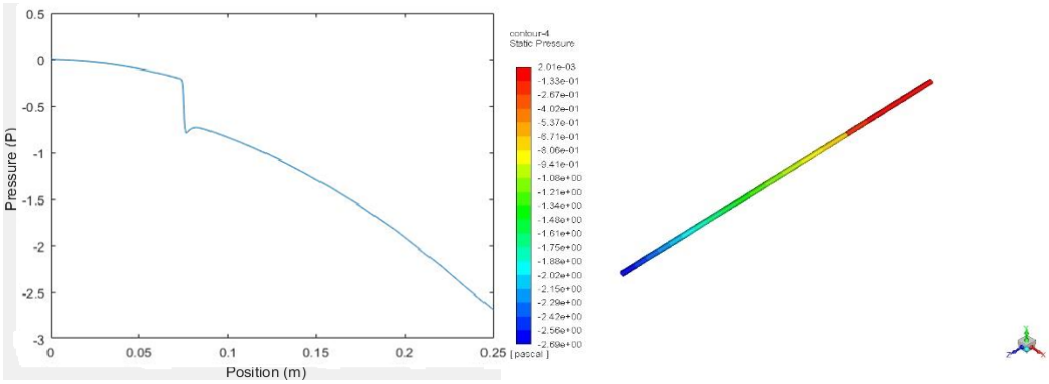
شکل ٤-٣٣٩: بردار ونمودار تغییرات تنش برشی دیوار در سرتاسر رگ (٦٠٪ گرفتگی– نیوتونی و پالسی)

در شکل ٤-٣٣٨ بیشتریت اختلاف سرعت برای مقطع گرفتگی است و سپس بعد از آن کاهش یافته و سپس افزایش و در محدوده ٢٣٠ میلی متر بعداز آن کاهشی یافته است، عدد سرعت در محدوده ١/٠١ متر بر ثانیه در مقطع مرکزی سرعت می باشد .شکل ٤-٣٣٩ نشان می دهد تنش برشی در محدوده گرفتگی به بیشینه رسیده و پس از آن زیاد شده و به ٠/٠١٩ پاسکال می رسد .

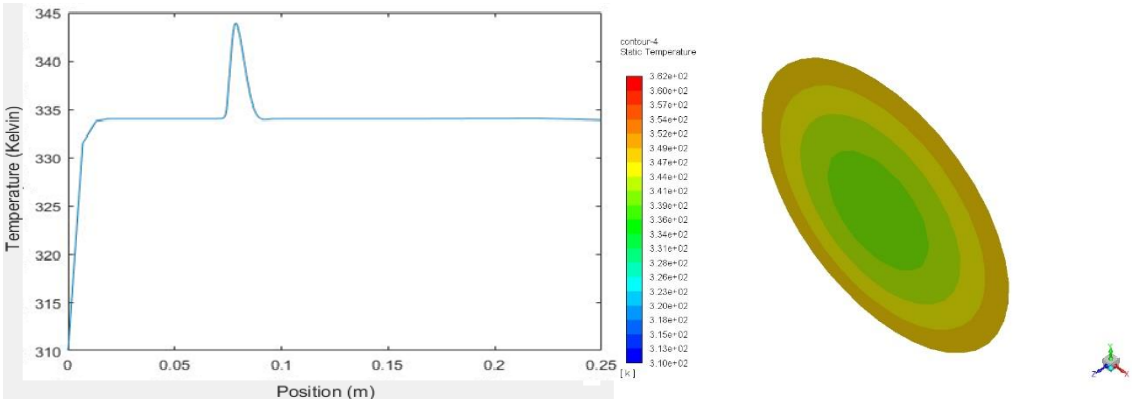
٤-٢٨- رگ با گرفتگی ٦٠٪ با سیال غیر نیوتونی کارئو:



شکل ٤-٣٤٠: کانتور تغییرات غلظت در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (٦٠٪ گرفتگی- کارئو و پالسی)

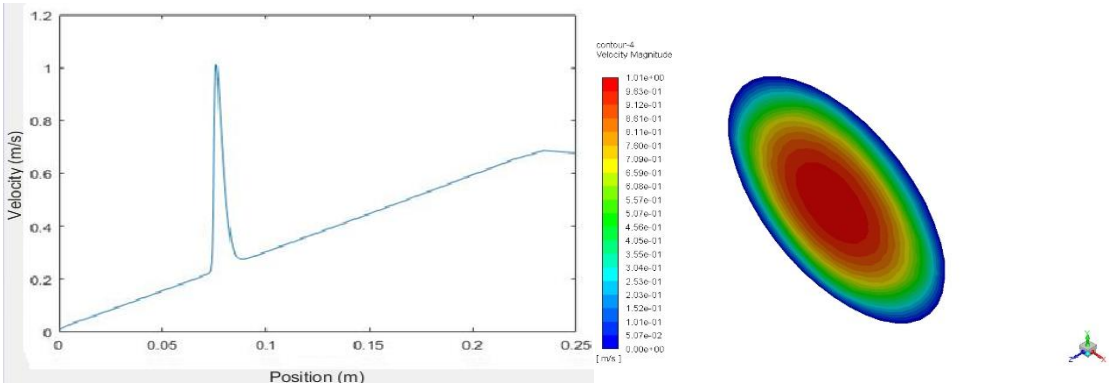


شکل ٤-٣٤١: کانتور و نمودارتغییرات فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (٦٠٪ گرفتگی- کارئو و پالسی)

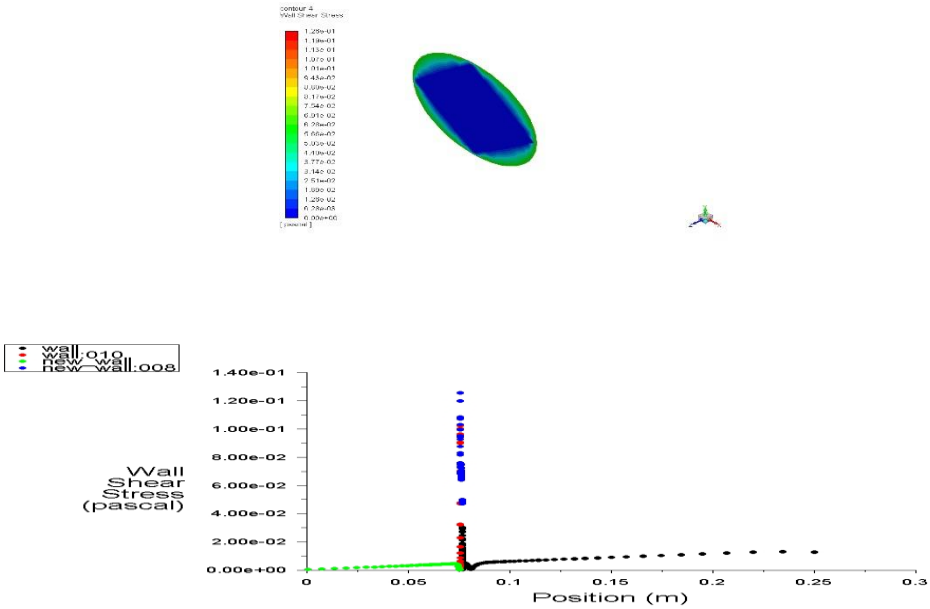


شکل ۴-۳۴۲: کانتور تغییرات دمایی در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات دما در سرتاسر رگ (۶۰٪ گرفتگی- کارئو و پالسی)

در شکل ٤-٣٤٠ همانطور که مشاهده می شود غلظت در در گرفتگی به کمینه میرسد و در دیواره ها به ۰/۰۳۵۵کیلو مول بر متر مکعب میباشد ودر انتها به محدوده ۰/۰۳٦۵ در مرکز رگ در انتهای رگ میرسد . ٤-٣٤١ فشار استاتیکی در مرکز گرفتگی کاهش یافته و سپس افزایشه یافته و تا انتها کاهش یافته و به عدد ۲/٦۹-پاسکال میرسد . در شکل ٤-٣٤٢ دما در دیواره های به بیشینه میرسد و در مرکز مقطع گرفتگی ٣٤٤درجه کلوین می رسد . و بیشینه دمایی در رگ ٣٦٢ درجه کلوین است.



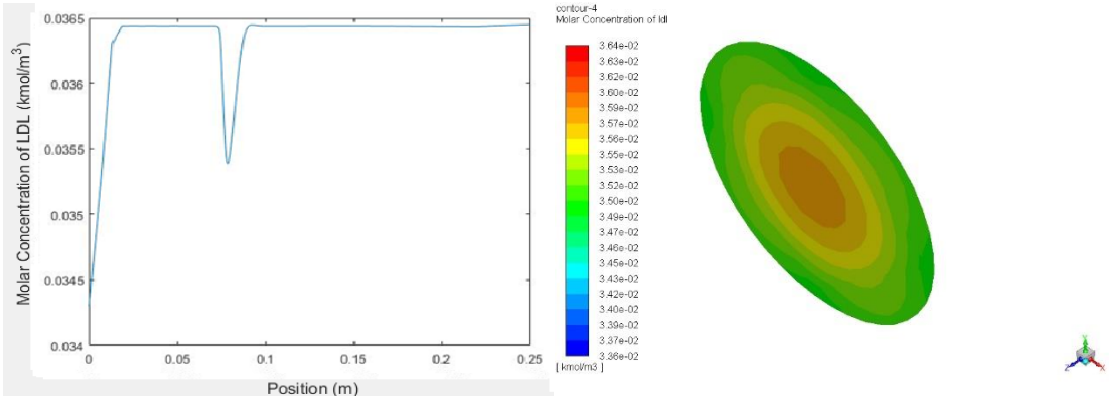
شکل ٤-٣٤٣: کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (٦۰٪ گرفتگی- کارئو و پالسی)



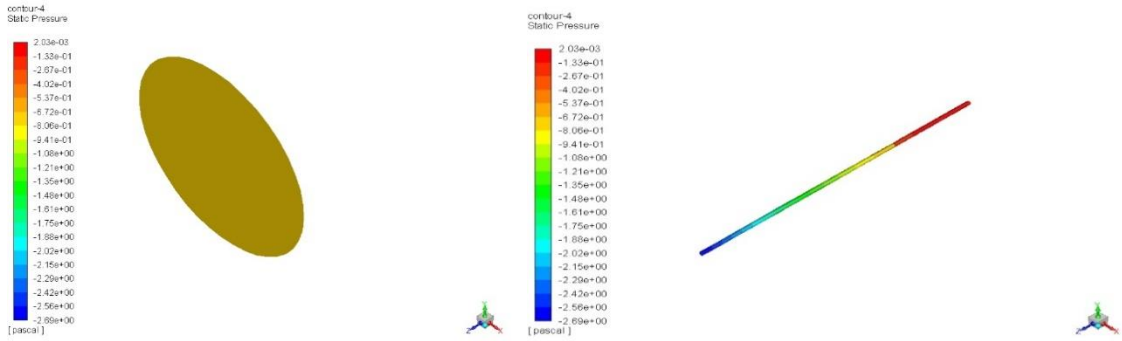
شکل ٤-٣٤٤: کانتور تغییرات تنش برشی در مقطع گرفتگی و نودارتغییرات تنش برشی دیواره در سرتاسر رگ (٦٠٪ گرفتگی– کارئو و پالسی)

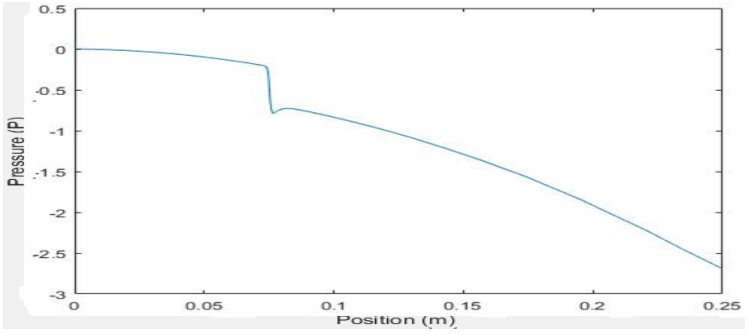
در شکل ٤-٣٤٣ بیشینه سرعت درمرکز مقطع گرفتگی با تا محدوده ١ متر برثانیه می باشد و پس از آن کاهشی شده و سپس افزایشی شده ودر محوده ٢٣٠ میلی متر به بعد کاهشی شده و در محدوده ٠/٧ متر بر ثانیه می باشد. در شکل ٤-٣٤٤ تنش برشی پس ازافزایشی شدن در محدوده گرفتگی در انتهای رگ به عدد ٠/٠١٨٩پاسکال می رسد .

٤-٢٩- رگ با گرفتگی ٦٠٪ با سیال غیر نیوتونی کراس:

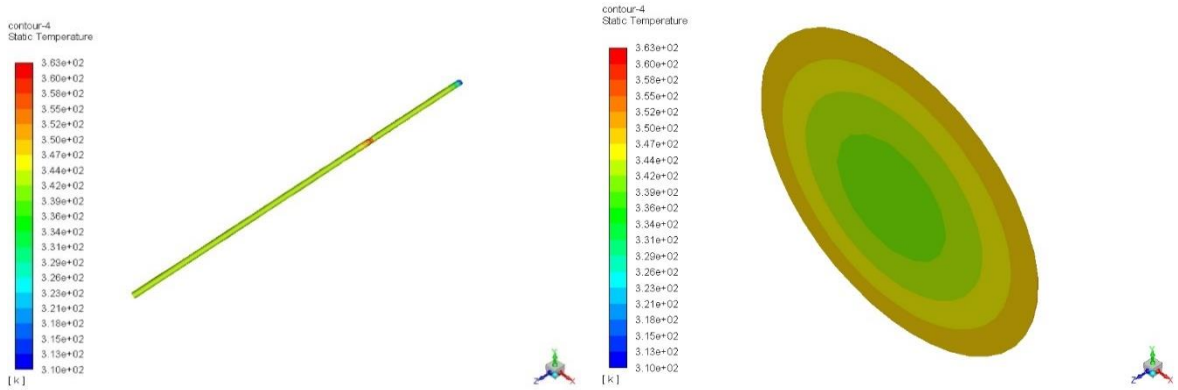


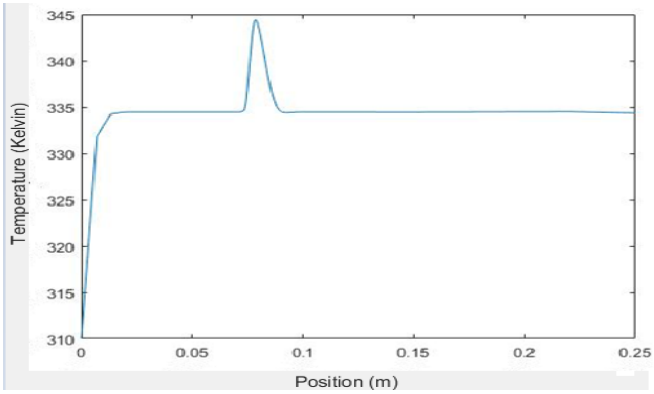
شکل ٤-٣٤٥: کانتور تغییرات غلظت ال دی ال و نمودارتغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (٦٠٪ گرفتگی– کراس و پالسی)





شکل ٤-٣٤٦: کانتور تغییرات فشار در گرفتگی ودر سراسر رگ و نمودار تغییرات فشار استاتیکی در سرتاسر رگ (٪٦٠ گرفتگی- کراس و پالسی)

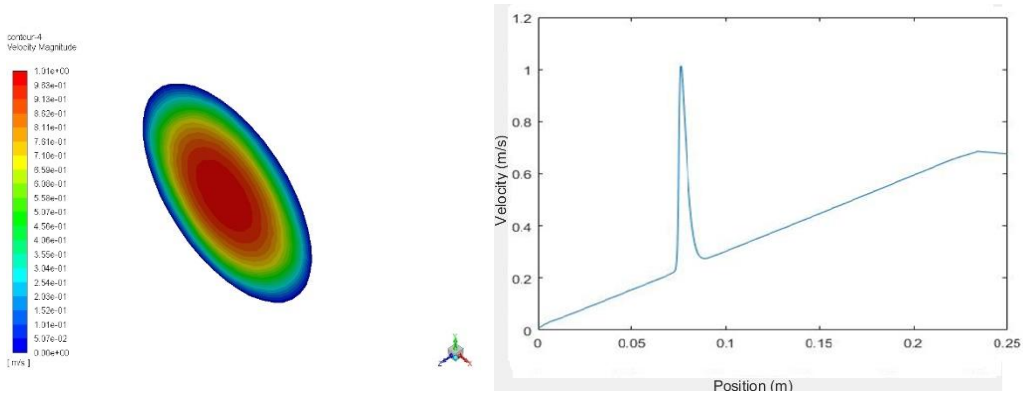




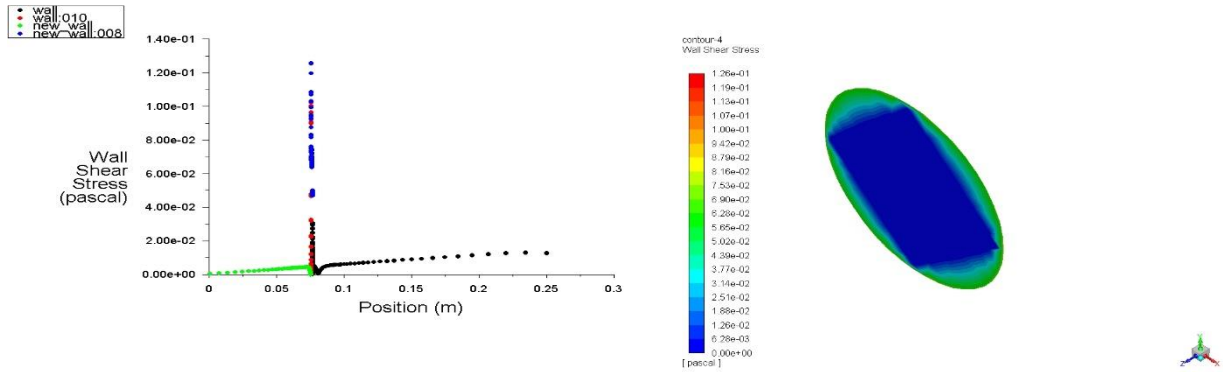
شکل ٤-٣٤٧: کانتور تغییرات دمایی در گرفتگی و در سراسر رگ و نمودار تغییرات دما در سرتاسر رگ (٪٦٠ گرفتگی- کراس و پالسی)

درشکل٤-٣٤٥ غلظت ال دی ال دردیواره ها کمترین و در مرکز بیشترین میباشد این عدد در دیواره ها به ٠/٠٣٥٢ تا ٠/٠٣٥٤ کیلو مول بر متر مکعب می رسد ودر انتهای رگ در مرکز این عدد ٠/٠٣٦٤ کیلو مول بر متر مکعب می رسد .

شکل٤-٣٤٦ فشار استاتیک در گرفتگی کاهشی شده و سپس افزایشی شده و پس ازآن کاهشی شده و به عدد به ٢/٦٩- می رسد . در شکل ٤-٣٤٧ دما در دیواره گرفتگی به عدد ٣٥٥درجه کلوین و بعد از گرفتگی به ٣٦٠ درجه کلوین می رسد . دما در مرکز گرفتگی به عدد ٣٤٤ درجه کلوین میرسد و بیشینه آن ٣٦٣ در رگ ٣٦٣ درجه کلوین می باشد.



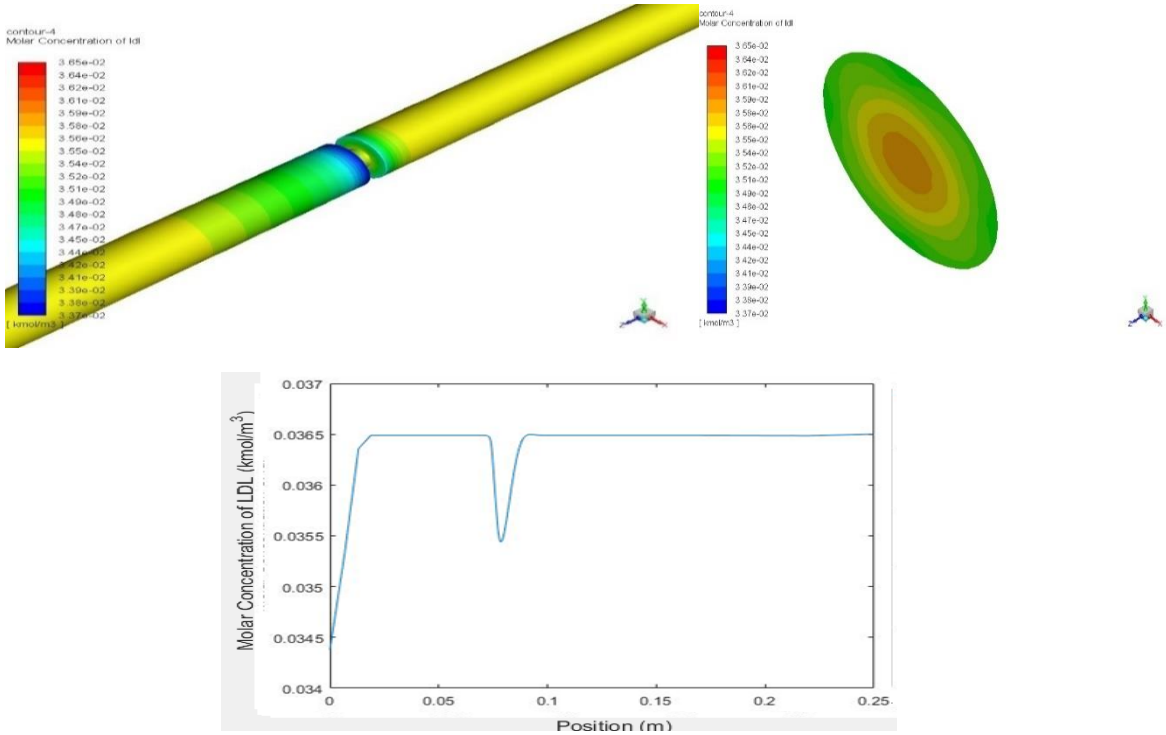
شکل٤-٣٤٨: کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (٦٠٪ گرفتگی- کراس و پالسی)



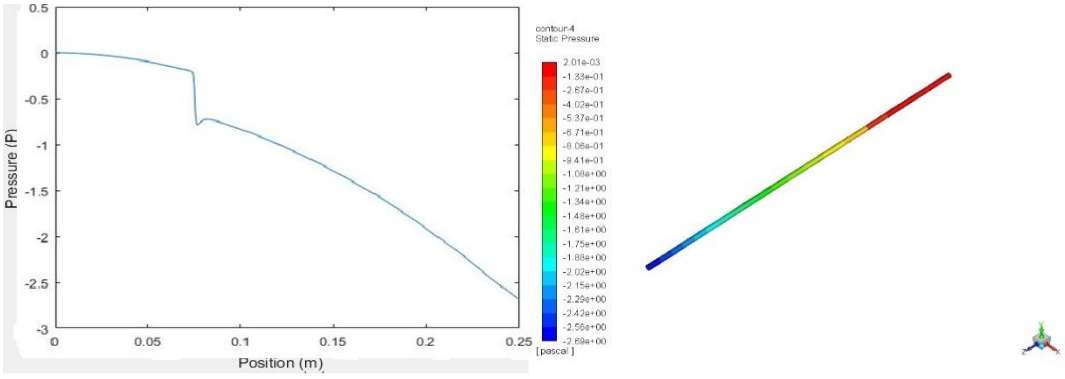
شکل ٤-٣٤٩: کانتور تغییرات تنش برشی در مقطع گرفتگی و نمودارتغییرات تنش برشی دیواره در سرتاسر رگ (٦٠٪ گرفتگی- کراس و پالسی)

در شکل ٤-٣٤٨ سرعت در مرکز مقطع گرفتگی بیشینه شده و تا محدوده ١/٠١ متر بر ثانیه میرسد و در انتها به عدد٠/٧٦١ متر بر ثانیه میرسد . در کل ٤-٣٤٩ تنش برشی دیواره در مقطع گرفتگی بیشینه شده و این مقدار همانند کانتوری که در شکل معلوم است در دیواره برابر٠/٠٥٠٢ تا ٠/٠٥٥٦ پاسکال می باشد .

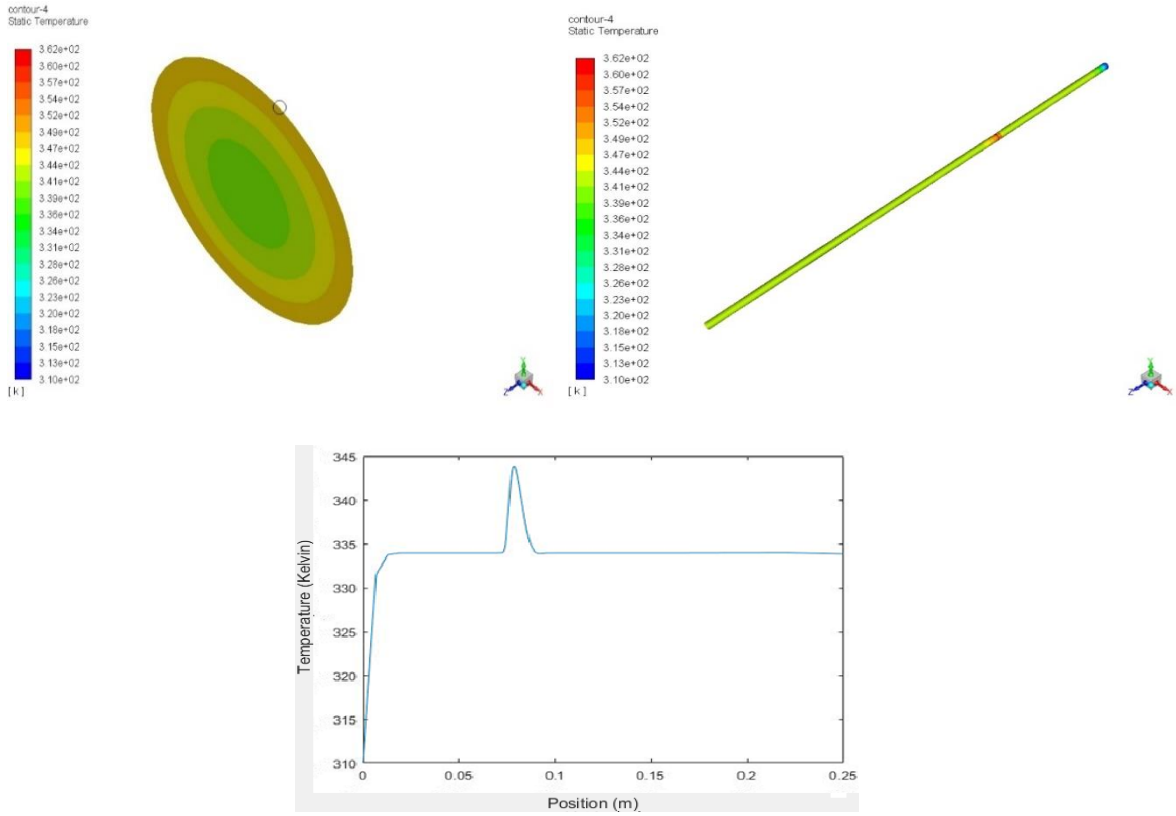
٤-٣٠- رگ با گرفتگی ٦٠٪ با سیال غیر نیوتونی پاورلو:



شکل ٤-٣٥٠: کانتورتغییرات غلظت ال دی ال در مقطع گرفتگی و سراسری و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسری رگ (٦٠٪ گرفتگی– پاورلو و پالسی)

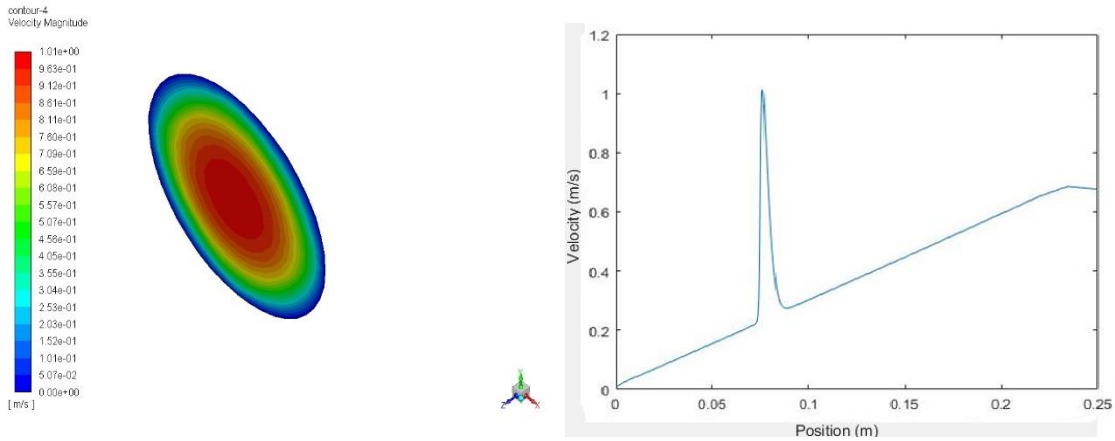


شکل ۴-۳۵۱: کانتور و نمودار تغییرات فشار در سرتاسر رگ (۶۰٪ گرفتگی– پاورلو و پالسی)

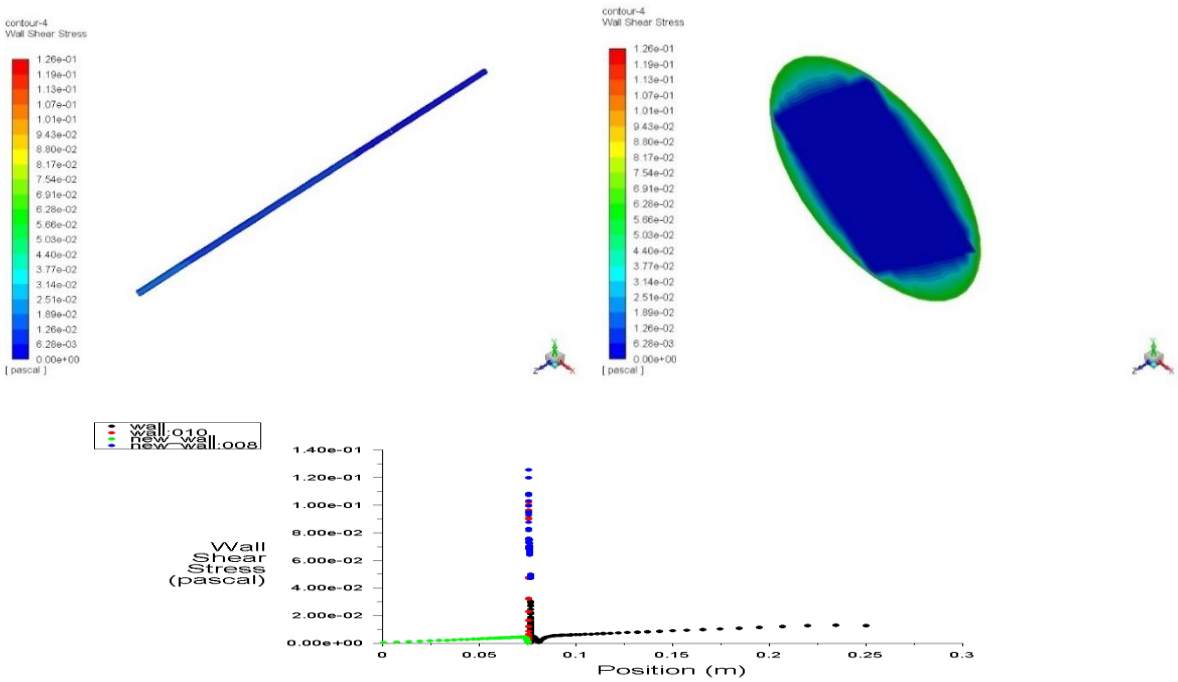


شکل ٤-٣٥٢: کانتور تغییرات دمایی در مقطع گرفتگی و سراسر رگ و نمودارتغییرات دما در سرتاسر رگ (٪٦٠ گرفتگی- پاورلو و پالسی)

در شکل٤-٣٥٠ همانطور که مشاهده می شودغلظت ال دی ال در دیواره ها کمترین و در مرکز مقطع بیشینه میباشد و در انتها به عدد ٠/٠٣٦٥ کیلو مول بر متر مکعب می رسد .در شکل ٤-٣٥١ فشار در مقطع گرفتگی کاهش یافته ودر انتها به عدد ٢/٦٩- می رسد . در شکل ٤-٣٥٢ دما در مقطع گرفتگی در دیواره ها بیشینه شده و در انتها به محدوده عدد ٣٣٤ درجه کلوین میرسد و بیشینه دمایی در رگ ٣٦٢ درجه کلوین می باشد.



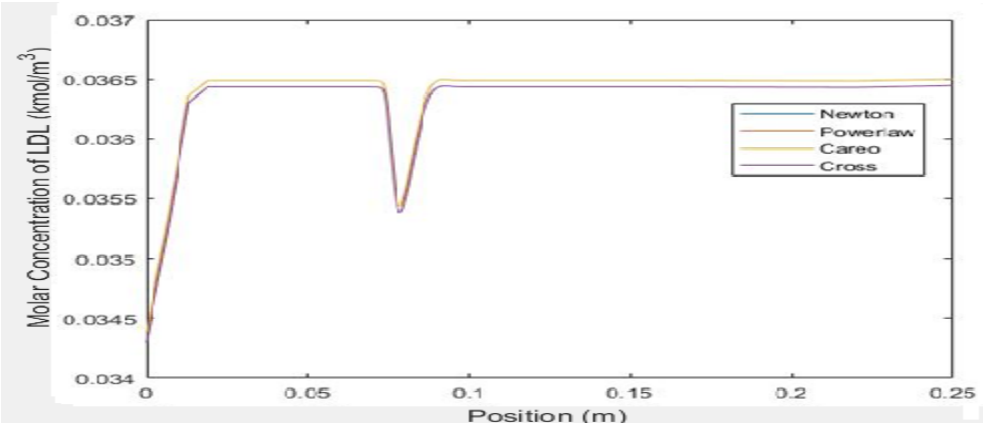
شکل ٤-٣٥٣: کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات سرعت در سرتاسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– پاورلو و پالسی)



٤-٣٥٤: کانتور تغییرات تنش برشی در مقطع گرفتگی و سراسری لوله و نمودار تنش برشی دیواره در سراسر رگ (٪۶۰ گرفتگی– پاورلو و پالسی)

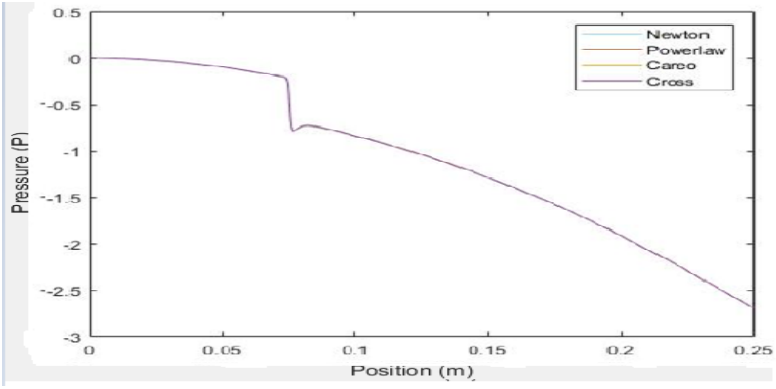
در شکل ٤-٣٥٣ سرعت در مقطع گرفتگی طبق کانتور زیاد شده ودر انتها رگ به عدد ۰/۰۵۰۷ متر برثانیه می رسد .و در شکل ٤-٣٥٤ تنش برشی همانند دیگر سیالات دراین روش در مرکز مقطع گرفتگی به بیشینه رسیده و در دیواره های گرفتگی در رگ به عدد محدوده۰/۰۵٦٦ پاسکال می رسد .

حال به بررسی و مقایسه پارامترهای مختلف با انواع سیالات مورد استفاده در پژوهش می پردازیم.



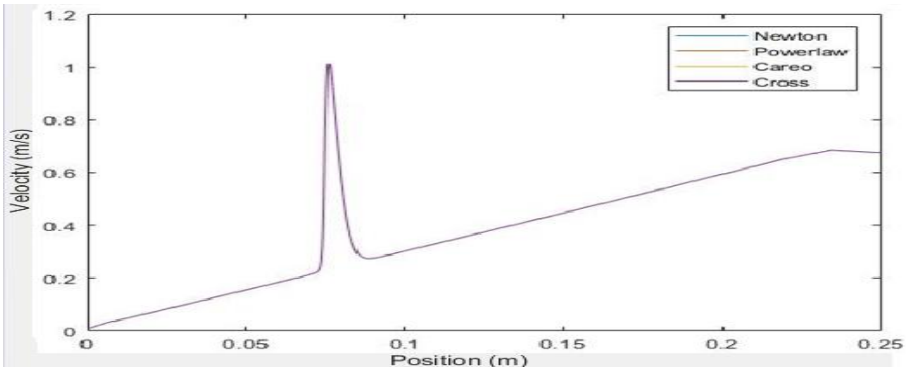
شکل ٤-٣٥٥:تغییرات غلظت ال دی ال درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٦٠ پالسی)

در شکل ٤-٣٥٥ تغییرات غلظت در مدل کراس نسبت به دیگر مدل ها کمتر می باشد . غلطا در مدل کراس کمتر از ٠/٠٣٦٥ کیلومول بر متزر مکعب می باشد در صورتی که غلظت در مدل کاریو، پاورلو و مدل نیوتونی ٠/٠٣٦٥ کیلومول برمتر مکعب می باشد، بدین منظور تجزیه لیپیدها بیشتر در مدل کراس می باشد و مدل بهینه برای کاهش غلظت می باشد .



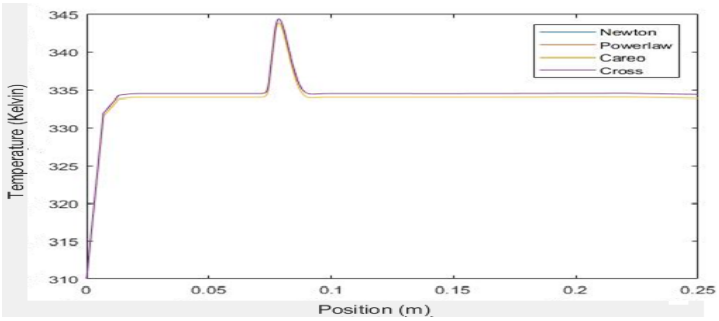
شکل ٤-٣٥٦: فشار استاتیک درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٦٠ پالسی)

در شکل ٤-٣٥٦ اختلاف فشار در تمامی سیالات ناچیز است ، تمامی سیالات در حالت فشار رفتاری مشابه با یکدیگر دارند و تمامی نمودارها در یک خط می باشد .



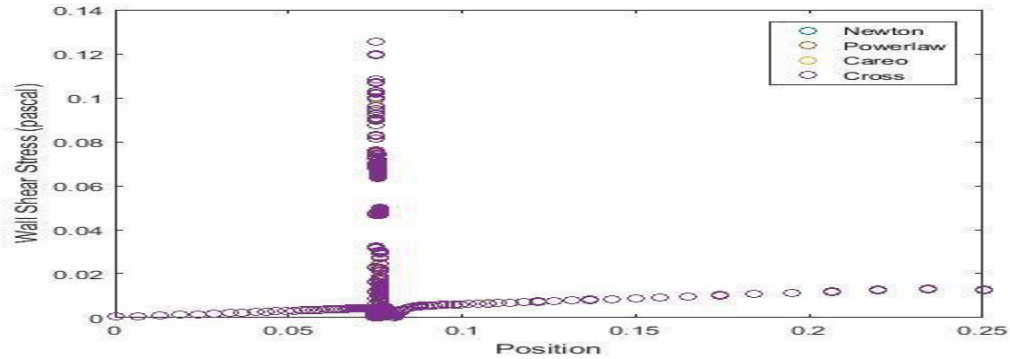
شکل ٤-٣٥٧: تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٦٠ پالسی)

در شکل ٤-٣٥٧ تغییرات سرعت برای تمامی سیالات بسیار ناچیز است، و می توان مشاهده کرد که تمامی سیالات حاضر در پژوهش در سرعت و فشار رفتاری مشابه دارند .



شکل ٤-٣٥٨: تغییرات دمایی درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٦٠ پالسی)

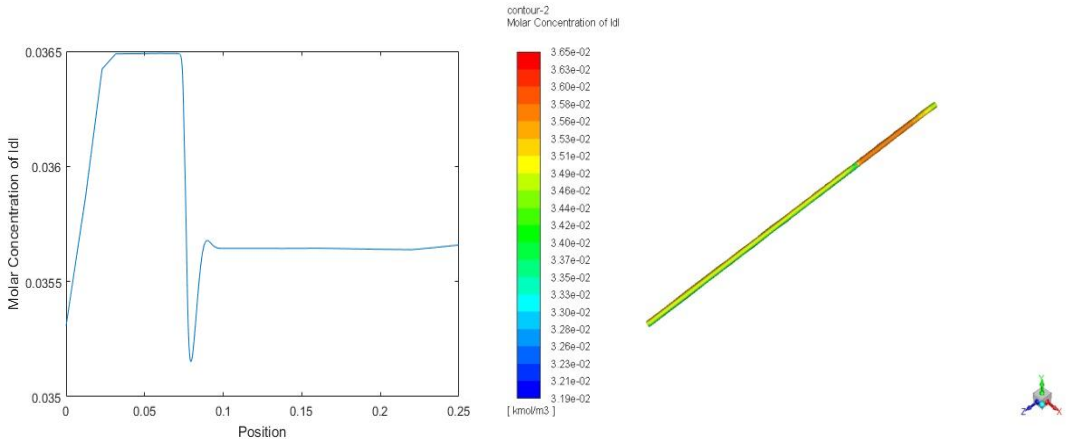
همانطور که در شکل ٤-٣٥٨ مشاهده می شود تغییرات دمایی در مدل کراس در مقطع گرفتگی از دیگر سیالات بیشتر است و نشان دهنده این است که اثرات پرتو درمانی در این نوع سیال برا تجزیه لیپیدها بهینه تر از دیگر سیالات می باشد .



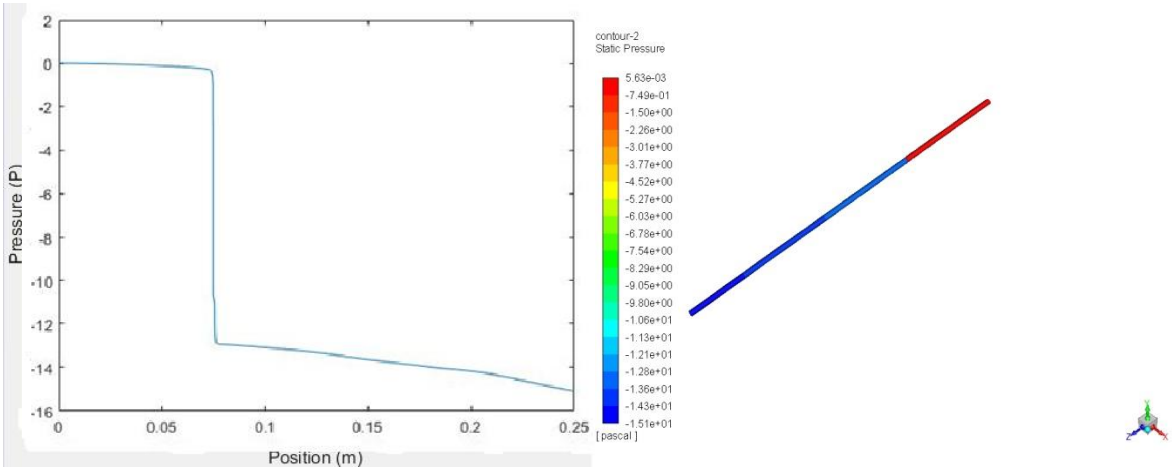
شکل ۴-۳۵۹: تغییرات تنش برشی دیواره درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪۶۰ پالسی)

همانطور که در نمودار بالا شاهد هستیم بیشترین تنش برشی دیوارره مربوط به سیال غیرنیوتونی مدل کراس است و در دیواره های این نوع سیال کمترین غلطت را داریم، اثرات هایپر ترمیا(پرتو درمانی) در این نوع سیال بیشترین تاثیر را دارد و توانایی تجزیه بالای لیپید را در این نوع سیال را دارد .

٤-٣١-رگ با گرفتگی ٨٠٪ با سیال نیوتونی:



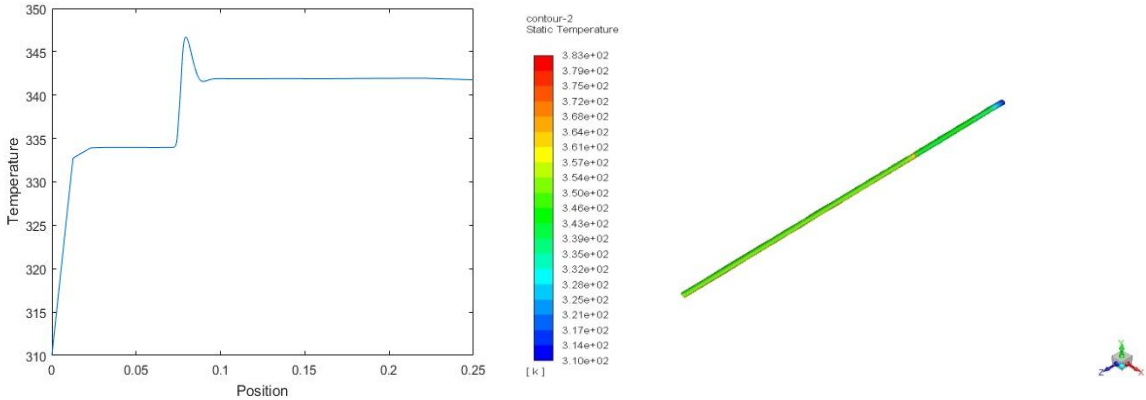
شکل ٤-٣٦٠: کانتور تغییرات غلظت ال دی ال و نمودار غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (٪٨٠ گرفتگی- نیوتونی و پالسی)



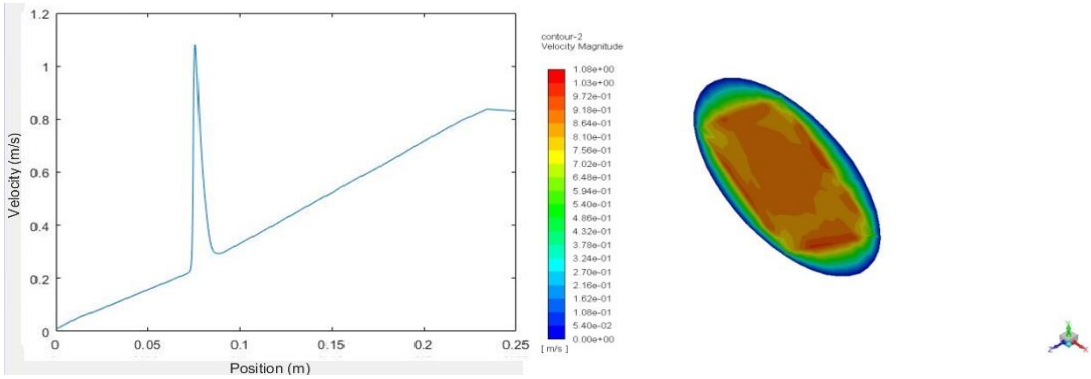
شکل ٤-٣٦١: کانتور و نمودار تغییرات فشار در سرتاسر رگ (٨٠٪ گرفتگی- نیوتونی و پالسی)

در شکل٤-٣٦٠ غلظت قبل از ورود سیال به گرفتگی بیشینه است و در محدوده گرفتگی در مرکز کمینه و سپس افزایشی شده ودرانتهای رگ به محدوده ٠/٠٣٥٦ کیلو مول بر متر مکعب می رسد .

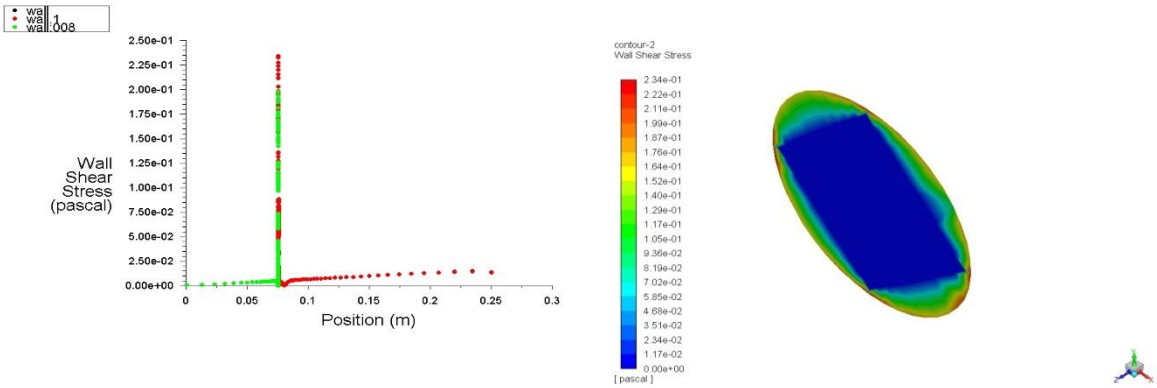
شکل ٤-٣٦١ فشار در گرفتگی کاهش محسوسی دارد و بعد از آن روند کاهشی را ادامه داده و در۱۵/۱- می رسد.



شکل ٤-٣٦٢: کانتور و نمودار تغییرات دما در سرتاسر رگ (۸۰٪ گرفتگی– نیوتونی و پالسی)



شکل ٤-٣٦٣: کانتور تغییرات دما در مقطع گرفتگی و نمودارتغییرات دما (سمت راست: در گرفتگی)(سمت چپ: در سرتاسر رگ) (۸۰٪ گرفتگی– نیوتونی و پالسی)

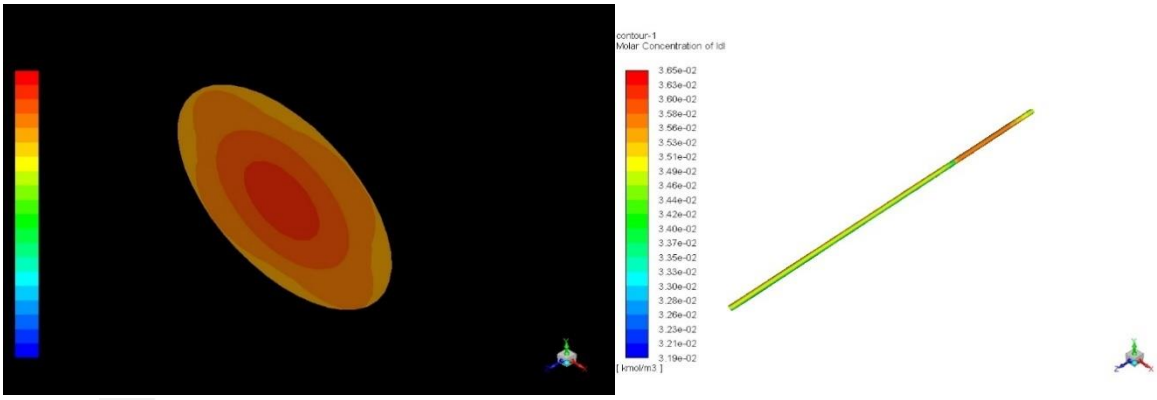


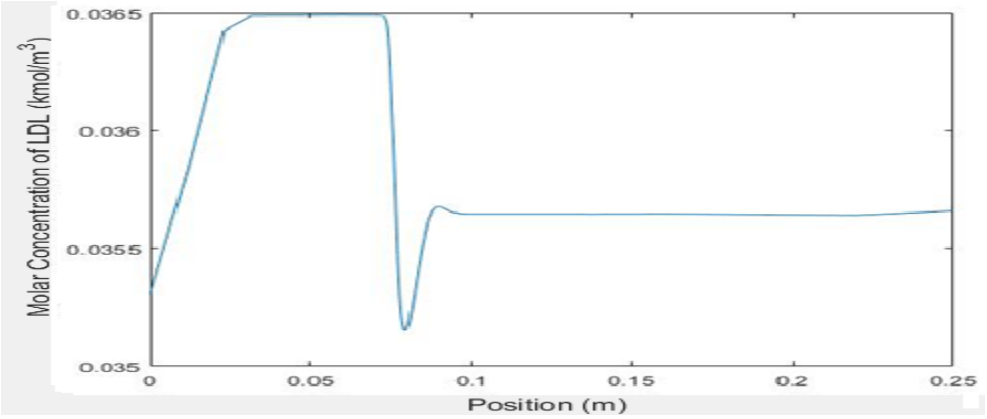
شکل ۴-۳۶۴: کانتوردر مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات تنش برشی دیواره (۸۰٪ گرفتگی– نیوتونی و پالسی)

درشکل ٤-٣٦٢ دما در دیواره های مقطع گرفتگی طبق کانتور که در شکل مشخص است بیشینه شده لذا در مرکز گرفتگی به محدوده عدد ٣٤٥ درجه کلوین ودر انتها به محددوه ٣٤٣ درجه کلوین طبق نمودار می رسد . توجه داشته باشیم پس از گرفتی طبق کانتوی که در شکل مشاهده می شود پس از گرفتگی دیواره ها دارای دمای زیادی هستند و بیشینه آن طبق کانتور هایی که در شکل ٤-٣٦٢ موجود است عدد٣٨٣ درجه کلوین می باشد. در شکل ٤-٣٦٣ سرعت در مرکز مطق طبق نمودار و کانتور بیشینه شده ودرانتها٠/٨٤٦متربر ثانیه می باشد.

در شکل ٤-٣٦٤ تنش برشی در دیواره های گرفتگی بیشترین است واین به معنای کاهش غلظت میباشد و در انتهای رگ به عددی ٠/٠١١٧ پاسکال میرسد .

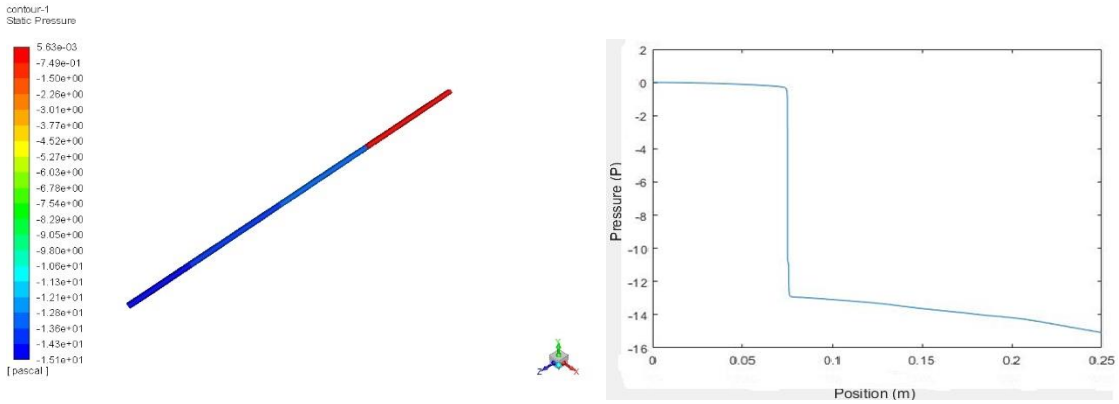
٤-٣٢-رگ با گرفتگی ٨٠٪ با سیال غیرنیوتونی کارئو :



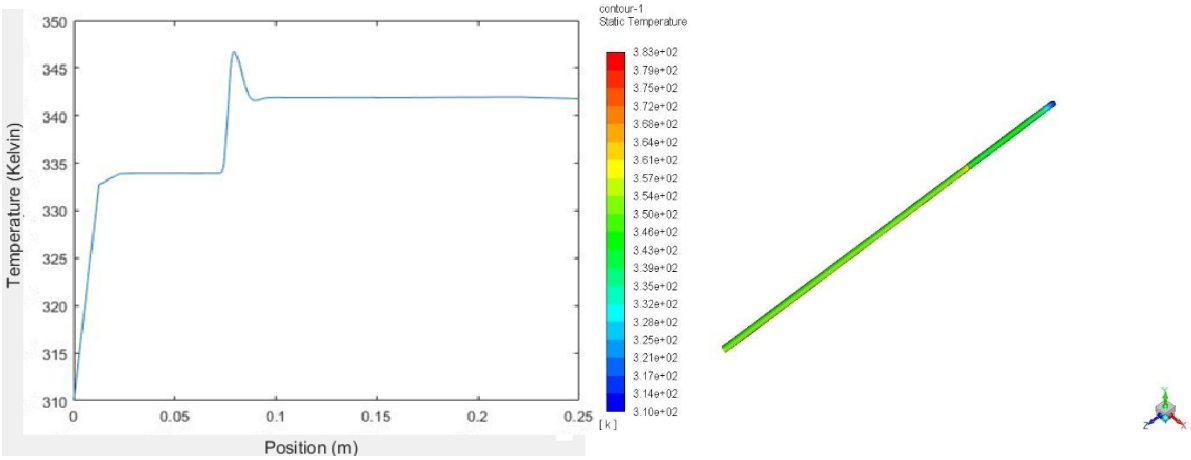


شکل ۴-۳۶۵: کانتور تغییرات غلظت در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (٪۸۰ گرفتگی– کارئو و پالسی)

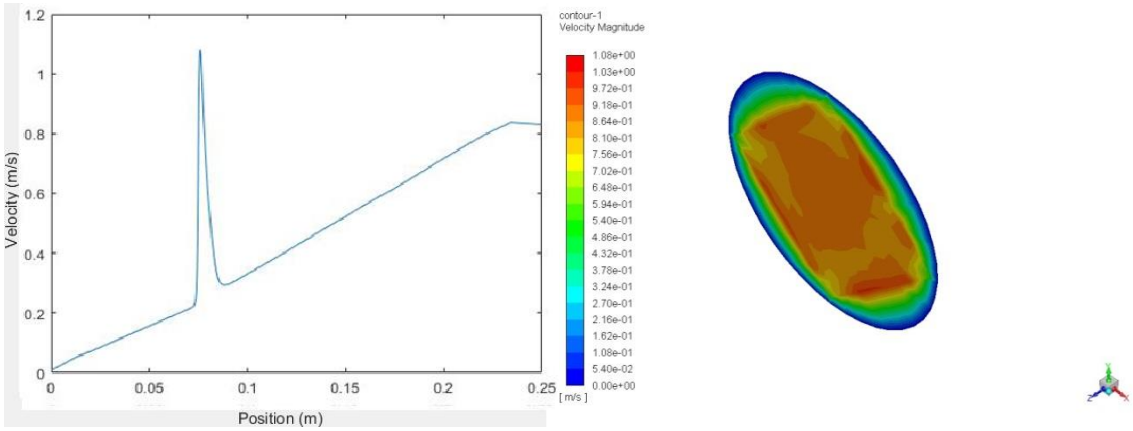
در شکل ٤-٣٦٥ تغییرات غلظت قبل از گرفتگی در بیشینه بوده و در ابتدای گرفتگی افت کرده و پس از آن روند افزایشی پیدا کرده و تا انتهای رگ ثابت می شود ، در دیواره های گرفتگی عددی در محدوده ۰/۰۳۵۳ تا ۰/۰۳۵٦ کیلو مول بر متر مکعب را شاهد هستیم . بیشینه غلظت ال دی ال طبق کانتورها و نموداری که موجود است ابتدای گرفتگی عدد ۰/۰۳٦٥ کیلو مول برمترمکعب می باشد .



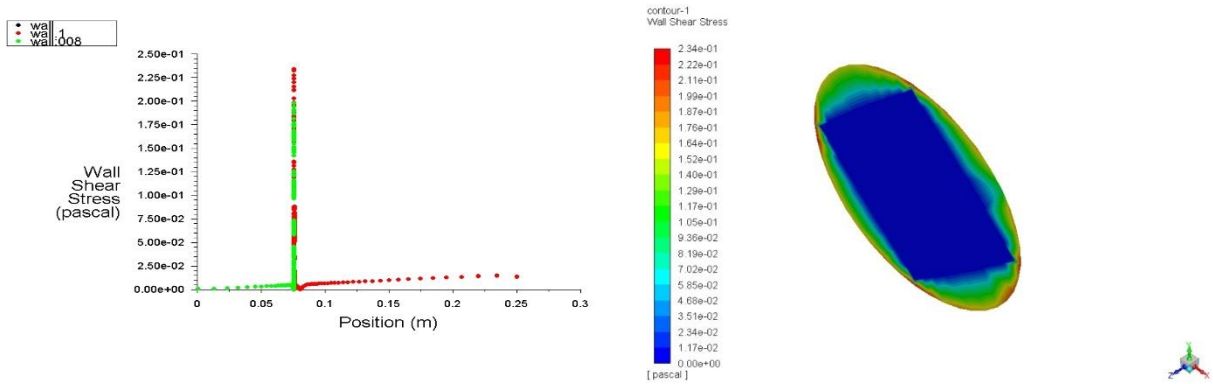
شکل ٤-٣٦٦: کانتور ونمودار تغییرات فشار در سرتاسر رگ (۸۰٪ گرفتگی- کارئو و پالسی)



شکل ٤-٣٦٧: کانتور و نمودار تغییرات دما در سرتاسر رگ (۸۰٪ گرفتگی- کارئو و پالسی)



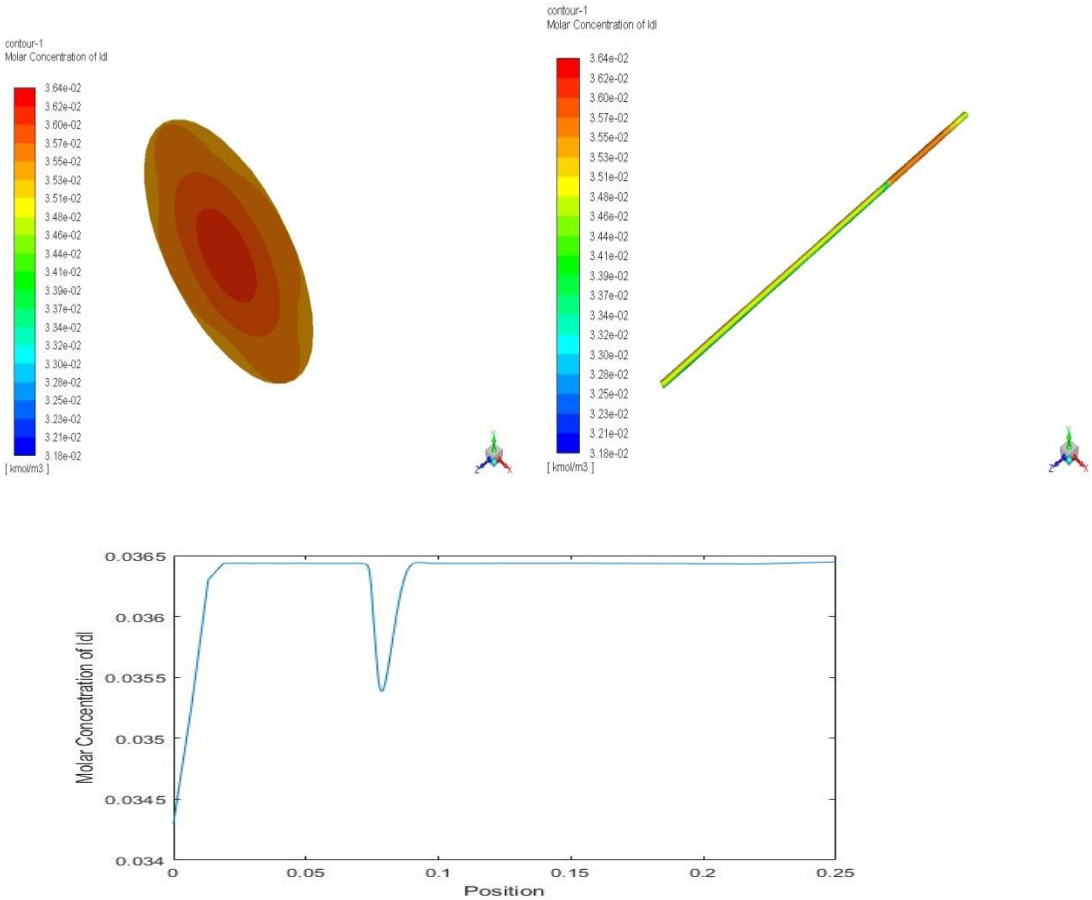
شکل ٤-٣٦٨؛ کانتور در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات سرعت (سمت راست: در گرفتگی)(سمت چپ: در سرتاسر رگ) (٪٨٠ گرفتگی- کارئو و پالسی)



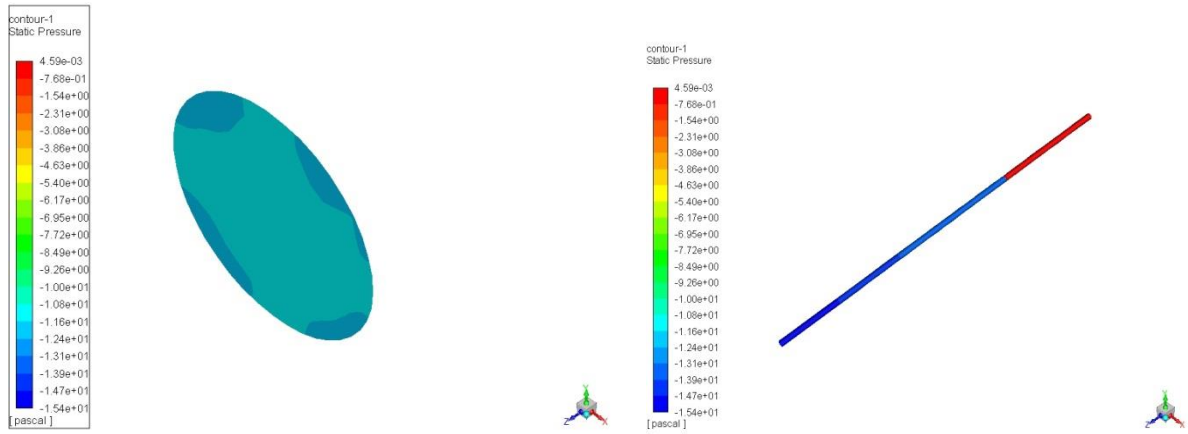
شکل ٤-٣٦٩: کانتور در مقطع گرفتگی و نمودارتغییرات تنش برشی دیواره در گرفتگی (٪٨٠ گرفتگی- کارئو و پالسی)

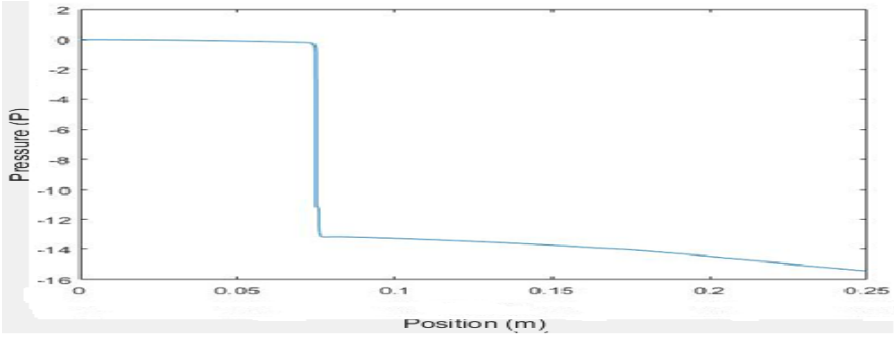
در شکل ٤-٣٦٦ فشار استاتیک در ابتدای گرفتگی افت محسوسی داشته و پس از گرفتگی روند کاهشی را حفظ کرده و در انتهی رگ به عددی ١٥/١- می رسد . در شکل ٤-٣٦٧ دما در محدوده در ابتدای گرفتگی در دیواره افزایش یافته و در مرکز گرفتگی روند کاهشی داشته وپس از آن دما ثابت شده ، دما در دیواره رگ در محدوده ٣٧٢ درجه کلوین و این افزایش دما در دیواره های رگ پس از گرفتگی توانسته روند افزایشی را حفظ کند ، بیشینه آن در رگ عدد ٣٨٣ درجه کلوین می باشد. در شکل ٤-٣٦٨ سرعت در مقطع گرفتگی به بیشینه خود رسیده و در انتها به محدوده ٠/٠٨١٠ متر بر ثانیه میرسد . در دیواره ها کمترین سرعت را داریم. در شکل ٤-٣٦٩ تنش برشی دیواره طبق کانتور در مقطع گرفتگی و نمودار به بیشینه رسیده و در انتهای رگ به عددی ٠/٠١١٧پاسکال می رسد.

٤-٣٣-رگ با گرفتگی ٨٠٪ با سیال غیرنیوتونی کراس:

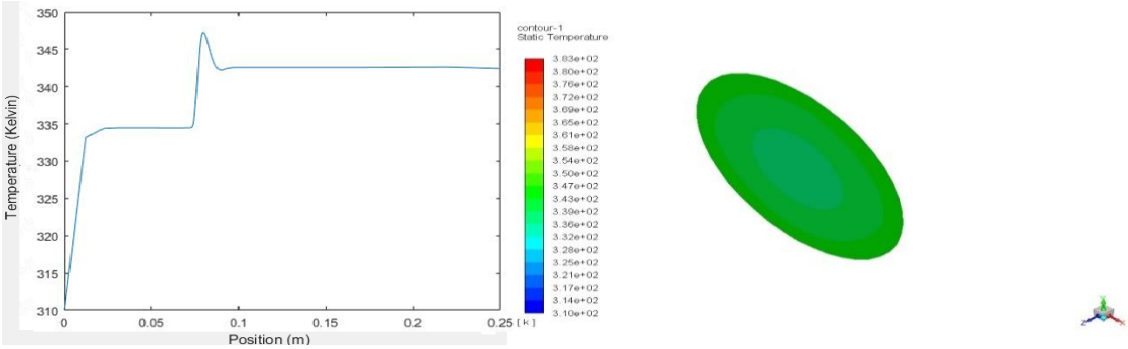


شکل ٤-٣٧٠: کانتور و نمودار تغییرات غلظت ال دی ال در سرتاسر رگ (٨٠٪ گرفتگی- کراس و پالسی)





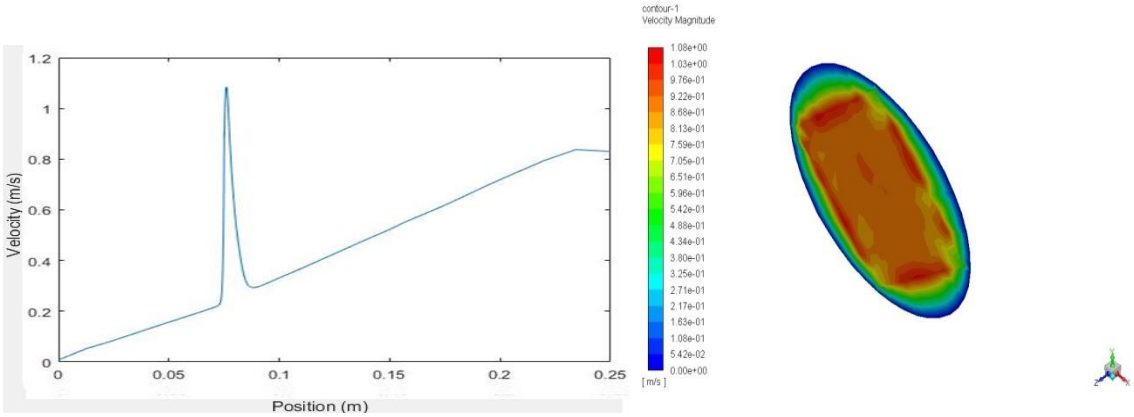
شکل ٤-٣٧١: کانتوردر مقطع گرفتگی و سراسری رگ و نمودار تغییرات فشار در سرتاسر رگ(٨٠٪ گرفتگی– کراس و پالسی)



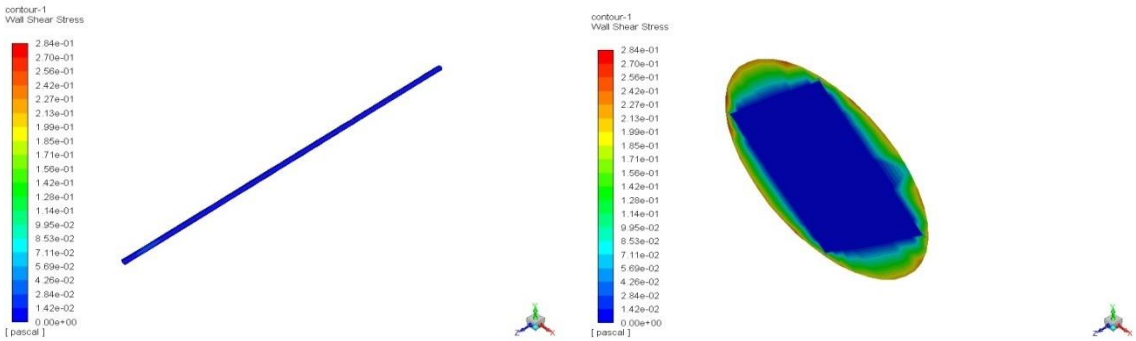
شکل٤-٣٧٢: کانتورتغییرات دما در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات دما (سمت راست: در گرفتگی) (سمت چپ: در سرتاسر رگ) (٨٠٪ گرفتگی– کراس و پالسی)

در شکل ٤-٣٧٠ غلظت در مرکز به بالاترین مقدار در مقطع گرفتگی میرسد ولی در دیواره ها کمترین میباشد بطوری که در ابتدای گرفتگی ٠/٠٣٦٢ کیلو مول بر متر مکعب میرسد ، بیشینه آن در رگ عدد ٠/٠٣٦٤ طبق نمودار و کانتوری که در شکل موجود است در مرکز رگ می باشد .در شکل ٤-٣٧١ فشار طبق کانتور دیواره های گرفتگی کمینه شده و در انتهای رگ به محدوده ١٥/٤- میرسد .

در شکل ٤-٣٧٢ تغییرات دمایی در دیواره های گرفتگی بیشینه است ودر مرکز گرفتگی کمینه است و در محدوده ٣٤٨ درجه کلوین میباشدو بیشینه آن عدد ٣٨٣ درجه کلوین طبق کانتور که در شکل موجود است در دیواره میباشد.



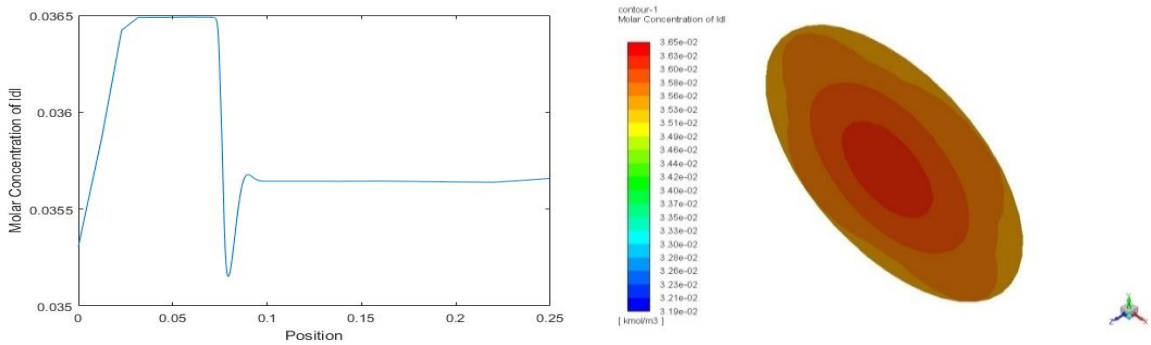
شکل ٤-٣٧٣:کانتور تغییرات سرعت در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات سرعت (سمت راست: در گرفتگی) (سمت چپ: در سرتاسر رگ) (٨٠٪ گرفتگی- کراس و پالسی)



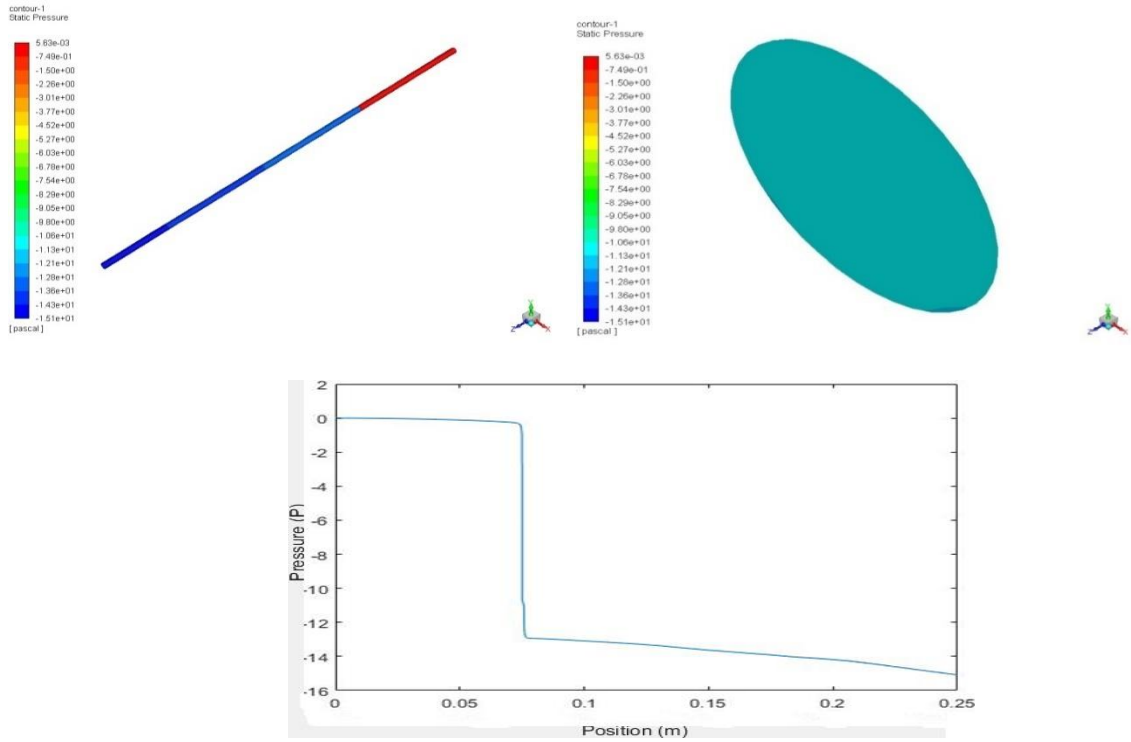
شکل ٤-٣٧٤: کانتور تغییرات تنش برشی و نمودار تغییرات تنش برشی دیواره (سمت راست: در گرفتگی) (سمت چپ: در سرتاسر رگ) (٨٠٪ گرفتگی- کراس و پالسی)

در شکل ٤-٣٧٦ سرعت در مقطع گرفتگی در مرکز بیشینه و در دیواره کمینه است و در انتهای رگ سرعت به عدد ٠/٨٦٦ متر برثانیه میرسد .در شکل ٤-٣٧٧ تنش برشی طبق کانتور و نمودار در دیواره گرفتگی بیشینه است و تا محدوده ٠/٢٧ پاسکال در نواحی از دیواره مقطع گرفتگی می رسد .

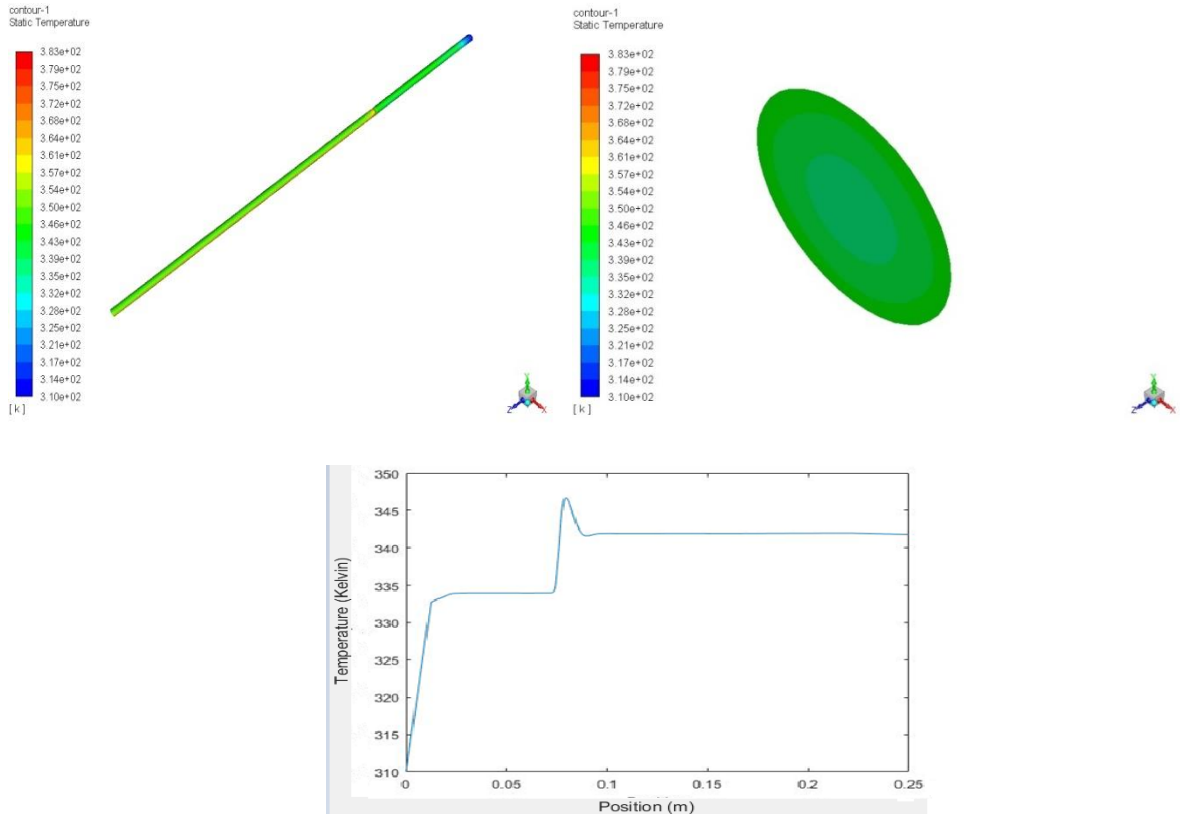
٤-٣٤-رگ با گرفتگی ٨٠٪ با سیال غیرنیوتونی پاورلو:



شکل ٤-٣٧٥: تغییرات غلظت ال دی ال (سمت راست: در گرفتگی) (سمت چپ: در سرتاسر رگ) (٨٠ درصد گرفتگی- پاورلو و پالسی)



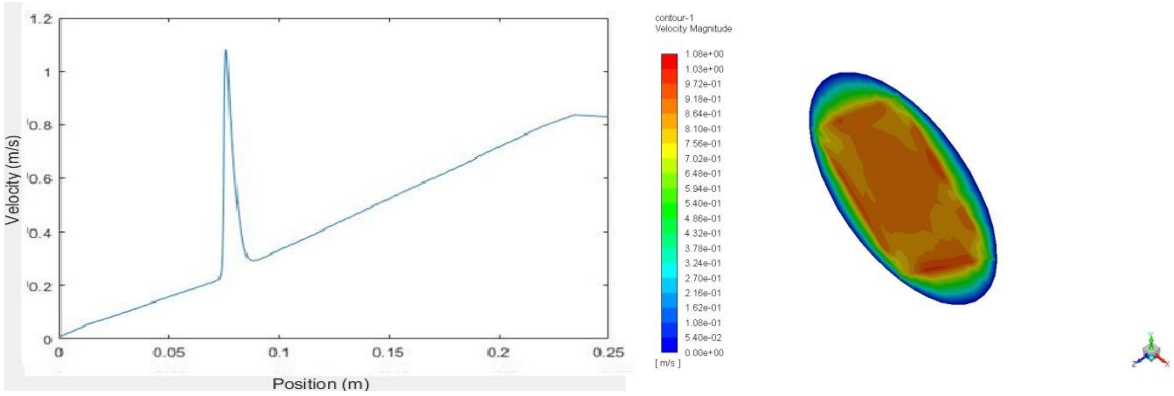
شکل ٤-٣٧٦: کانتور تغییرات فشار در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات فشار در گرفتگی (٨٠ درصد گرفتگی- پاورلو و پالسی)



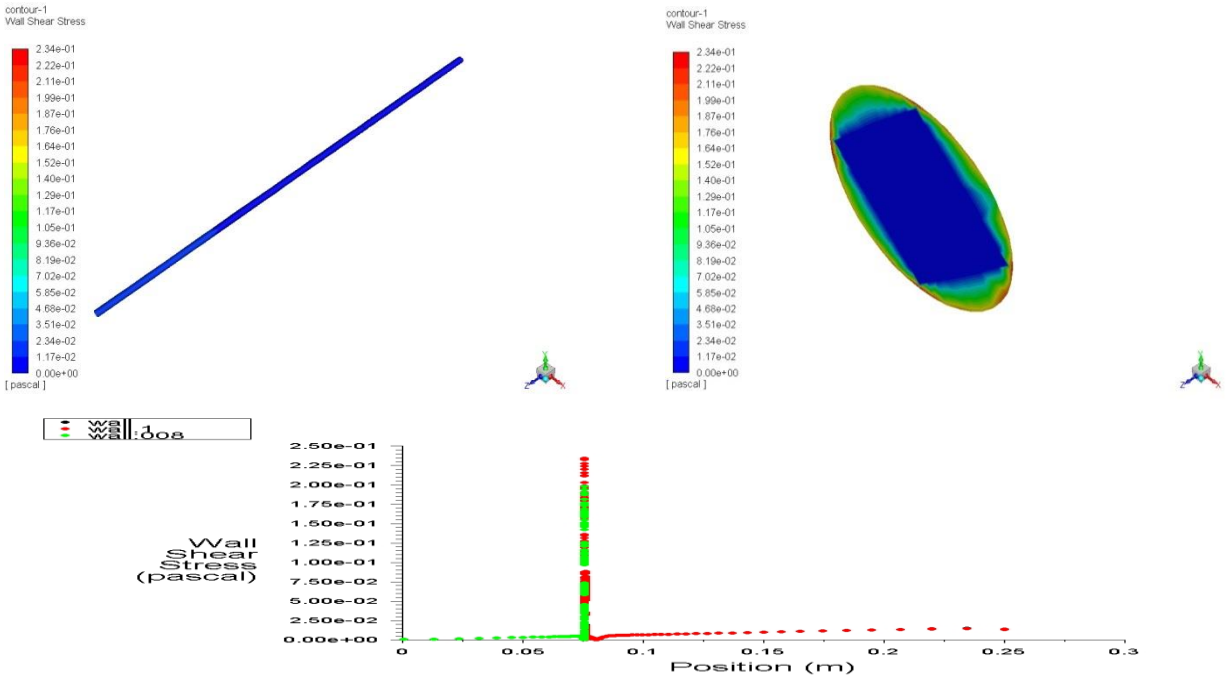
شکل ٤-٣٧٧: کانتور در مقطع گرفتگی و سراسری و نمودار تغییرات دما در گرفتگی (٨٠ درصد گرفتگی- پاورلو و پالسی)

در شکل ٤-٣٧٥ در ابتدای گرفتگی غلظت به بالاترین غلظت ممکن رسیده و در مقطع گرفتگی کاهشی شده و سپس افزایشی شده و تا انتها ثابت شده است ، عدد بیشینه ٠/٠٣٦٥ کیلو مول بر مترمکعب رسیده است .در شکل ٤-٣٧٦ فشاراستاتیکی در ابتدای گرفتگی روند کاهشی محسوسی دارد و به عدد ١٣/٦١- میرسد و بعداز گرفتگی این روند را ادامه می دهد تا در انتها به عدد ١٥/١- برسد .

در شکل ٤-٣٧٧ دما در دیواره گرفتگی بیشینه و در مرکز گرفتگی کمینه و بعداز گرفتگی در دیواره بالاترین دمارا داریم . دما در گرفتگی در محدوده ٣٤٦ درجه کلوین می باشد.



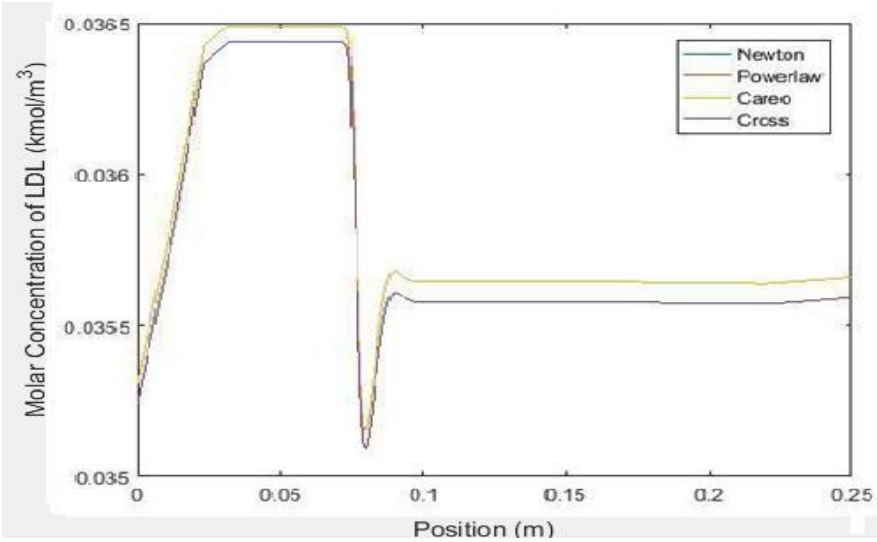
شکل ٤-٣٧٨: تغییرات سرعت (سمت راست: در گرفتگی) (سمت چپ: در سرتاسر رگ) (٨٠ درصد گرفتگی– پاورلو و پالسی)



شکل ٤-٣٧٩:کانتور تغییرات تنش برشی در مقطع گرفتگی و نمودار تغییرات تنش برشی دیواره ونمودار (سمت راست: در گرفتگی) (سمت چپ: در سرتاسر رگ) (٨٠ درصد گرفتگی– پاورلو و پالسی)

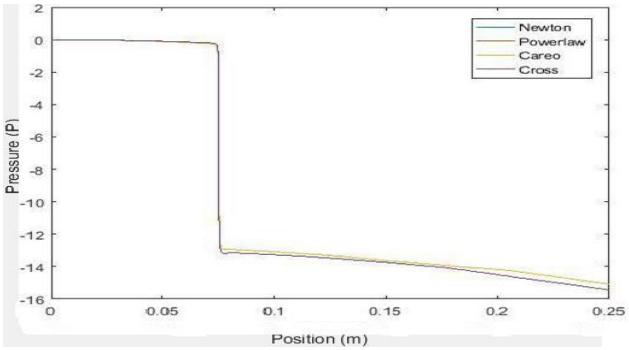
در شکل٤-٣٧٨ سرعت در مقطع گرفتگی بیشینه شده و تا محدوده ۰/۸ متر برثانیه میرسد و در دیواره ها کمینه است. در ششکل ٤-٣٧٩ در دیواره های گرفتگی بیشینه و تا مواقعی به ۰/۱۷ پاسکال میرسد ، در محدوده انتهایی رگ تنش برشی به عدد ۰/۱۱۷ پاسکال میرسد .

حال به بررسی و مقایسه پارامترخای مختلف در انواع سیالات استفاده شده در این پژوهش می پردازیم.



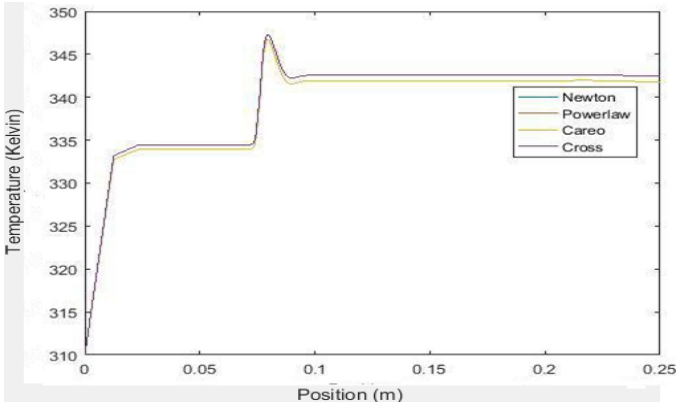
شکل ٤-٣٨٠: تغییرات غلظت ال دی ال درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪۸۰ پالسی)

همانطور که در نمودار بالا مشاهده می شود، غلظت در حالت سیال غیرنیوتونی کراس در مقطع گرفتگی کمتر میباشد، این نشان از تاثییر بالای پرتو درمانی در این نوع سیال دارد. رفتار سیال کاریو،پاورلو و نیوتونی تقریباً یکسان است و نمودارهای آن در یک خط قرار دارد.



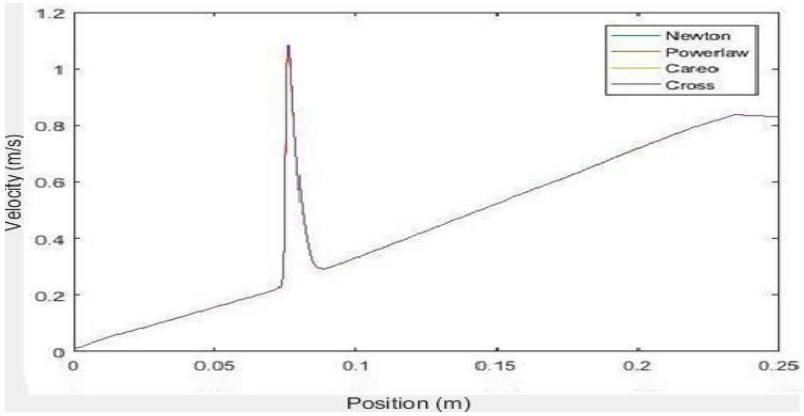
شکل٤-٣٨١: تغییرات فشار استاتیک درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪۸۰ پالسی)

در شکل ٤-٣٨١ تغییرات فشار استاتیک در مدل کراس از همه مدل ها کمتر است ودر مدل غیرنیوتونی پاورلو ، کاریو و ومدل نیوتونی تغییرات نسبت به یکدیگر بسیار ناچیز است بطوری که تمامی خطوط مربوز به فشار در این سیالات در یک خط قرار می گیرند . البته سیالات پاورلو، کاریو و مدل نیوتونی فشاری بالاتر از کراس دارند.



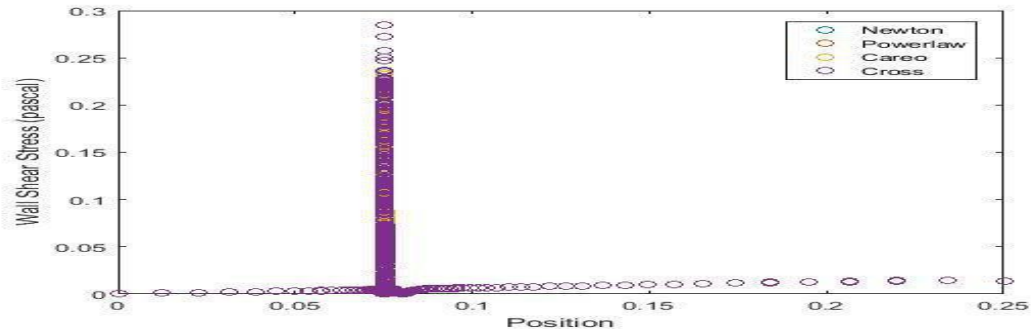
شکل٤-٣٨٢: تغییرات دما درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٨٠ پالسی)

در نمودار بالا مشاهده می شود که تغییرات دمایی در حالت کراس از دیگر سیالات بیشتر است و این در قسمت انتهای رگ بیشتر محسوس است ولی در قسمت گرفتگی سیال غیرنیوتونی مدل کراس دمای بیشتری نسبت به دیگر سیالات دارد و این اختلاف کم است . در سیالات دیگر همچون کاریو ، پاورلو ونیوتونی اختلافات ها ناچیز است ورفتاری مشابه دارند.



شکل ٤-٣٨٣: تغییرات سرعت درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٨٠ پالسی)

در شکل ٤-٣٨٣ اختلافات سرعت همانند فشار بسیار ناچیز است ولی در مقطع گرفتگی سیال کراس کمی بیشتر از دیگر سیالات است.



شکل ٤-٣٨٤: تغییرات تنش برشی درسیال نیوتونی ،کاریو، پاورلو، کراس(٪٨٠ پالسی)

همانطور که نمودار بالا شاهد هستیم بیشترین تنش برشی مربوط به سیال غیرنیوتونی کراس است که می توان بر این فرضیه که در دیواره ها کمترین غلظت را در مدل کراس را داریم را اثبات کنیم .

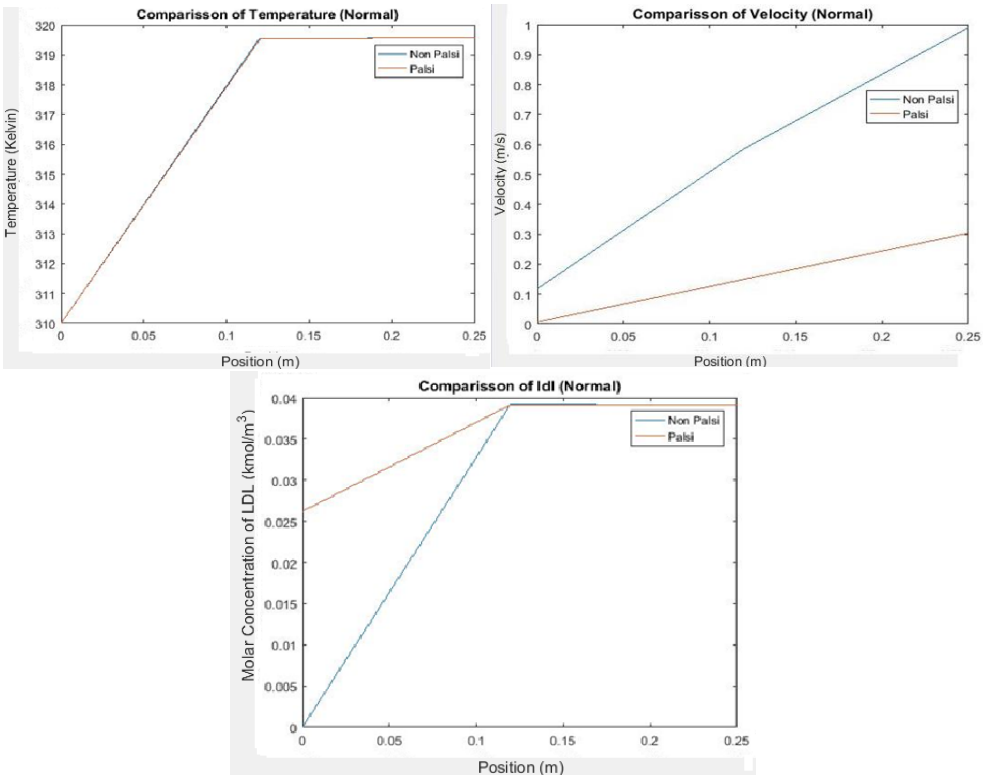
جمع بندی

در این فصل به تحلیل و شبیه سازی شریان کرونری که بصورت یک رگ صاف می باشد پرداخته شد. برای اینکار سناریو های مختلفی درنظر گرفته شد که می توان به سیال نرمال و سیالات غیرنیوتنی متفاوتی اشاره کرد. همچنین گرفتگی های مختلف ٣٠درصد، ٦٠ درصد، و ٨٠ درصد نیز در نرم افزار گمبیت مدل شد که پس از انتقال به نرم افزار فلوئنت، تحلیل شد و نتایج آن ارائه گردید.

در تمامی مدل ها مدل سیال غیرنیوتونی کراس برای اثرات پرتو درمانی(هایپرترمیا) بهینه تر نسبت به دیگر مدل های سیالاتی عمل می کند . هدف ما از استفاده از سرعت پالسی کاهش سرعت دینامیکی بود که در نمودارهای بالا به وضوح شاهد بودیم که بطبع آن کاهش غلظت را داشتیم و توانستیم دما برای حالت پرتو درمانی را بهینه کنیم .

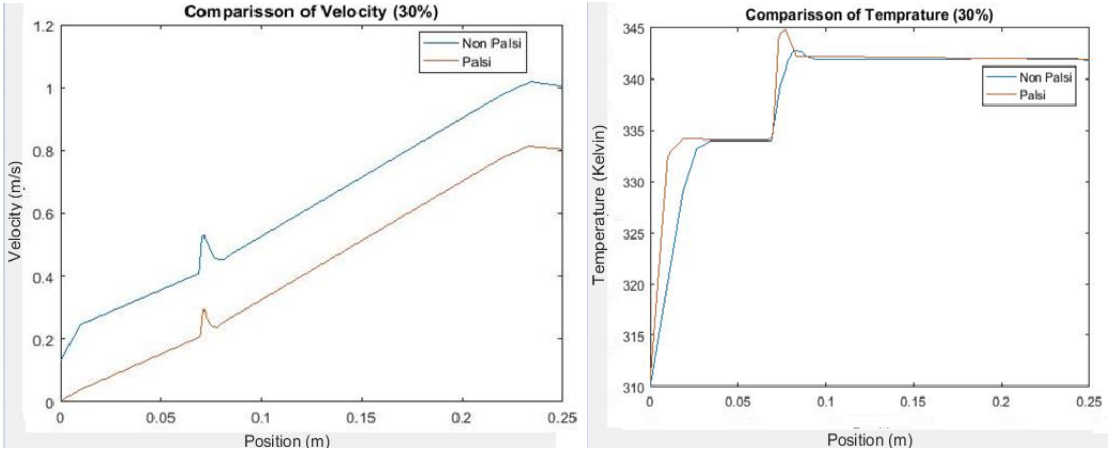
در برررسی های انجام شده در مدل ٦٠٪ و ٣٠٪ جواب ها بسیار معقولانه بود (علی الخصوص مدل ٦٠٪) ولی در مدل ٨٠ ٪ برای تجزیه لیپیدها درصدی ریسک وجود دارد تا گرفتگی شخص برطرف شود اکثراً پزشکان عمل جراحی راترجیح می دهند . در فشار و سرعت در گرفتگی های ٦٠٪ و ٣٠٪ (چه در حالت پالسی و چه در حالت سرعت دینامیکی)و ٨٠٪ در نوع پالسی سیالات رفتاری مشابه داشتند که در مقالهآقای خیروزومان و همکاران (٤٠) به خوبی صحت کار مارا نشان می دهد و نشان میدهد در دیاستول این سیالات رفتاری تقریباً

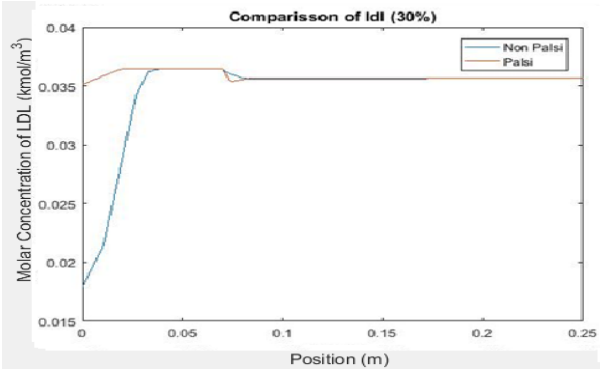
مشابه دارند . حال میخواهیم نشان دهیم در حالت نیوتونی در سرعت پالسی و دینامیکی در یک نمودار تفاوت به چه منظور است.



شکل٤-٣٨٥: نمودار غلظت ، دما و سرعت در فرد سالم در حالت پالسی و سرعت دینامیکی در حالت نیوتونی

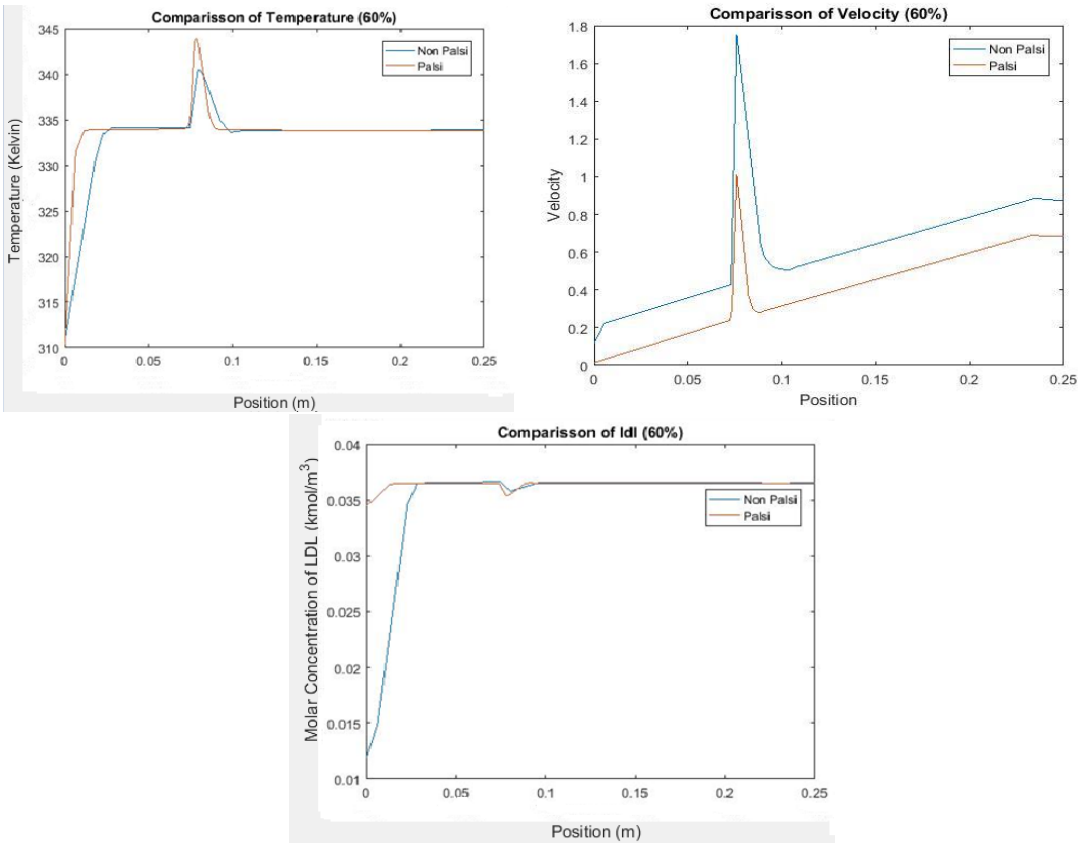
هدف نشان از این دارد که ما توانستیم با کاهش سرعت از نوع پالسی دما را در حالت بیشینه نگه داریم همانطور که در شکل مشاهده میشود غلظت را کاهش بدهیم.





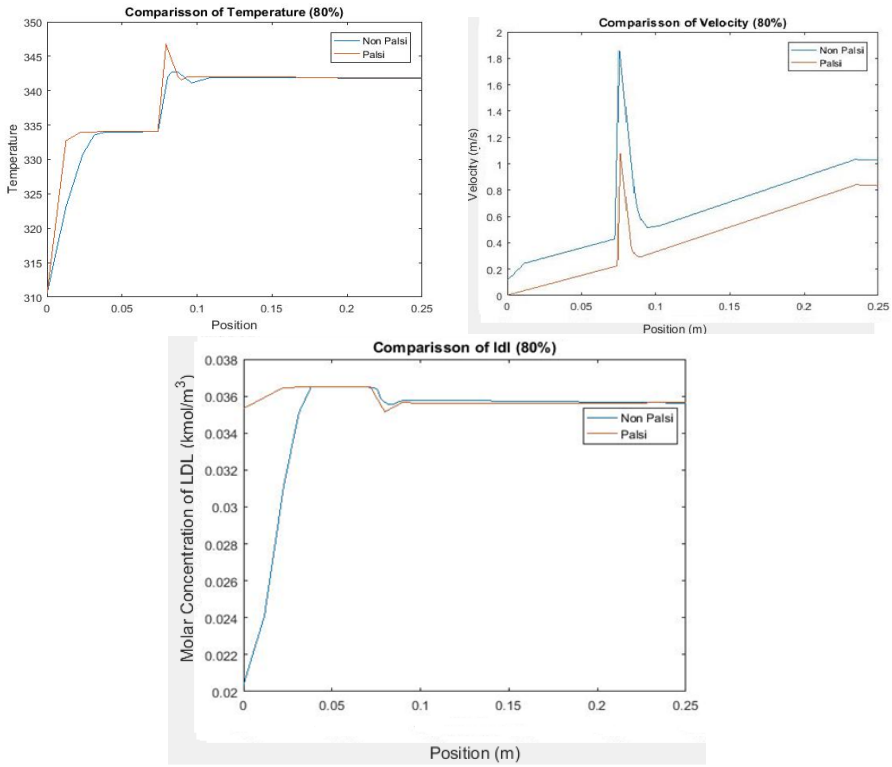
شکل ٤-٣٨٦: نمودار غلظت ، دما و سرعت با گرفتگی٣٠٪ در حالت پالسی و سرعت دینامیکی در حالت نیوتونی

همانطور که مشاهده می کنید با استفاده از سرعت پالسی توانستیم غلظت در محدوده گرفتگی را کاهش داده و دما را در این منطقه افزایش بدهیم . اختلافات بین دو نوع پالسی و سرعت دینامیکی محسوس می باشد.



شکل ٤-٣٨٧: نمودار غلظت ، دما و سرعت با گرفتگی٦٠٪ در حالت پالسی و سرعت دینامیکی در حالت نیوتونی

همانطور که در شکل ٤-٣٨٧ مشاهده می شود دما در منطقه گرفتگی با استفاده از سرعت پالسی بیشینه شده بطوری که دما در حالت پالسی در منطقه گرفتگی از حالت سرعت دینامیکی بالاتر است و این برای اثرات مثبت پرتو درمانی می باشد که با حالت پالسی توانستیم بهینه ترانجام دهیم.



شکل ٤-٣٨٨: نمودار غلظت ، دما و سرعت با گرفتگی٨٠٪ در حالت پالسی و سرعت دینامیکی در حالت نیوتونی

همانطور که مشاهده می کنیم در حالت ٨٠٪ هم دما در منطقه گرفتگی افزایش داشته وغلظت در همین محدوده کاهش داشته است.

هدف از نشان دادن این جداول اثبات فرضیه برای حالت پالسی می باشد که دما بشینه شده و غلظت کاهشی شده است.

فصل پنجم

(نتیجه گیری و پیشنهادات)

نتیجه گیری:

در این پژوهش به بررسی اثر حرکت دینامیکی رگ ناشی از ضربان قلب بر غلظت ال دی ال در دیواره ی رگ پرداخته شده است. طبق مطالعات گذشته، شروع بیماری گرفتگی عروق، به کم شدن موضعی تنش برشی روی سطح نسبت داده شده است. اما به نظر میرسد معیار تاثیرگذار، ترکیبی از تنش برشی در جهت جریان و تنش برشی در جهت عمود بر جریان است. چرا که شکل هندسی سلولهای اندوتلیال در شرایط کمینه بودن تنش برشی در جهت جریان و بیشینه بودن تنش برشی در جهت عمود بر جریان بیشترین تغییر حالت را خواهد داشت. همچنین دو نوع جریان پالسی و دینامیکی به عنوان جریان مورد استفاده، مورد تحلیل قرار گرفت. بر اساس نتایج بدست آمده از این پژوهش، ثابت شد که هر چه میزان دما افزایش داشته باشد، منجر به کاهش غلظت ال دی ال شده است. از طرف دیگر با توجه به اینکه ذرات چربی در اثر حرارت، پیوستگی خود را از دست می دهند و اصطکاکشان با دیواره رگ افزایش می یابد، تنش برشی دیواره افزایش و سرعت حرکت سیال افزایش می یابد. این امر در مسائل پزشکی و درمانی می تواند بسیار حائز اهمیت باشد. زیرا می توان با افزایش دمای وارد بر رگ سبب شد که ذرات چربی تجزیه شده و در دیواره رگ رسوب نکنند. بدیهی است که با این کار، خون به راحتی حرکت کرده و از بروز سکته قلبی جلوگیری نماید. از دیگر نتایج بدست آمده در این پژوهش نیز می توان به تاثیر نوع سیال استفاده شده در تحلیل اشاره کرد. همانطور که بیان شد، از ٤ سیال در این تحلیل استفاده شد. سیال نیوتونی و سیالات غیر نیوتونی که سیالات کارئو، کراس، و پاور لو (توانی) از این دسته سیالات هستند. نتایج نشان داده که اگر سیال غیر نیوتونی باشد، تغییرات غلظت ال دی ال، فشار، سرعت و تنش برشی بیشتر از حالتی است که سیال نیوتونی است. همچنین در میان سیالات غیرنیوتنی، سیال کراس دارای بیشترین تغییرات بوده است.

از دیگر مواردی که در این پژوهش بدان پرداخته شد گرفتگی های مختلف رگ می باشد. بر اساس نتایج بدست آمده، در گرفتگی ها غلظت ال دی ال افزایش یافته که این موضوع به دلیل کوچک شدن ناگهانی مجرای عبوری است. درواقع در ابتدای گرفتگی، به دلیل افزایش اصطکاک غلظت و دیواره و انباشته شدن ذرات چربی، فشار افزایش یافته که این امر منجر به سکته قلبی می شود. از این رو با افزایش یافتن دما در ابتدای گرفتگی، این چربی ها تجزیه شده که این امر سبب افزایش تنش برشی در دیواره و افزایش سرعت حرکت سیال در طول گرفتگی می باشد. در مقایسه با سرعت پالسی افزایش دما وکاهش سرعت را داریم. بیشترین اختلاف را درمدل ٦٠ و ٨٠ در نوع کراس را داریم. لازم به ذکر است مدل ٨٠٪ گرفتگی بالایی است و فرد باید عمل جراحی شود ، در گرفتگی تا ٦٠٪ میتوان از اثرات هایپر ترمیایی برای تجزیه لیپیدها استفاده کرد .در بررسی که انجام شد سرعت پالسی میتواند بر کمینه شدن در جهت جریان و بیشینه شدن در جهت عمود بر جریان نقش بسزایی را ایفا کند و به طبع آن میتواند غلظت را در دیواره ها کاهش دهد وسرعت در راستای جهت عمود برجریان راکاهش دهد .

تمامی نتایج بالا بر بهینه بودن اثرات هایپرترمیا (پرتو درمانی) در سیال غیرنیوتونی مدل کراس است که غلظت در تمامی گرفتگی ها در دیواره کاهش داشته و تنش برشی دیواره افزایش بالایی داشته است .

همانطور که به مقایسه سرعت در مدل پالسی و سرعت دینامیکی برای عنوان مثال آوردیم ، فرضیه مارا برای کاهش سرعت در سرعت پالسی و افزایش دما و کاهش غلظت را اثبات کرد . در حالت اعتبار سنجس نیز ما پزوهش ایجاد شده با حالت غیر هایپر ترمیا مقایسه کردیم که نتایج نشان داد در پژوهش ایجاد شده غلظت ال دی ال در مقایسه با مقاله اعتبار سنجی شده کمتر میباشد (علی الخصوص در مقطع گرفتگی).

در تمامی مدل گرفتگی نتایج نشان داد مدل ٦٠٪ ، اثرات پرتو درمانی(هایپرترمیا) با استفاده از نوع سیال غیرنیوتونی مدل کراس بسیار پر اثر می باشد . البته روش ٣٠٪ گرفتگی بسیار خفیف می باشد .

پیشنهادات:

1 - بررسی سیال غیرنیوتونی کیومدا در گرفتگی ها و بررسی آن با مدل غیرنیوتونی

2 - بررسی حالت پیوندی در رگ کرونری (حالت دوشاخه)

3 - می توانیم از رگ پا (رگی که در پزشکی به عنوان رگ زاپاس معروف است) در مواقع گرفتگی بالا مثل ۸۰٪ پیوند زده و رژیم های مختلف جریان را بررسی کرد.

4 - بررسی با حالت استنت در رگ و بررسی حالت نیوتونی و یک روش غیرنیوتونی

5 - بررسی شاخص برشی OSI

منابع:

۱- پایان نامه آرش قناعت - شبیه سازی عددی جریان ضربانی و غیرنیوتونی خون در هندسه سه بعدی رگ همراه با بای پس در حضور میدان مغناطیسی

۲- پایان نامه علی اولاد زاده - شبیه سازی عددی دو بعدی و سه بعدی جریان خون در عروق استنت گذاری شده و بررسی اثرات هندسی طرح استنت به کمک دینامیک سیالات محاسباتی

۳-کتاب آناتومی قلب – دکتر محسن محمد صادقی -پویا میر صادقی

٤- کتاب قلب و عروق – دکتر معصومه ذاکری مقدم

5-www.edu.nano.ir/paper/417

6-Mir Golam Rabby, Abdur Razzak, Md. Mamun Molla. Pulsatile non-Newtonian blood flow through a model of arterial stenosis. Procedia Engineering 56 (2013) 225 – 231

7-Prashanta Kumar Mandal, Santabrata Chakravarty, Arabinda Mandal, Norsarahaida Amin . Effect of body acceleration on unsteady pulsatile flow of non-newtonian fluid through a stenosed artery. Applied Mathematics and Computation 189 (2007) 766–779

8-João Janela , Alexandra Moura, Adélia Sequeira. A 3D non-Newtonian fluid_structure interaction model for blood flow in arteries . Journal of Computational and Applied Mathematics 234 (2010) 2783_2791

9- R. Ponalagusamy, S. Priyadharshini . Nonlinear model on pulsatile flow of blood through a porous bifurcated arterial stenosis in the presence of magnetic field and periodic body acceleration . Computer Methods and Programs in Biomedicine 142 (2017) 31–41

10-Fang-BaoTian , Luoding Zhu, Pak-Wing Fok , Xi-Yun Lu . Simulation of a pulsatile non-Newtonian flow pastastenosed2D artery with atherosclerosis . Computers inBiologyandMedicine43(2013)1098–1113

11-A.Sharifi, H.Niazmand . Analysis of flow and LDL concentration polarization insiphon of internal carotid artery:Non-Newtonian effects . Computers in Biology and Medicine.

12- M. Malvè , A. García , J. Ohayon , M.A. Martínez . Unsteady blood flow and mass transfer of a human left coronary artery bifurcation: FSI vs. CFD . International Communications in Heat and Mass Transfer 39 (2012) 745–751

13- H.M. Matos, P.J. Oliveira . Steady and unsteady non-Newtonian inelastic flows in a planar T-junction . International Journal of Heat and Fluid Flow 39 (2013) 102–126

14- Marcello Iasiello , Kambiz Vafai , Assunta Andreozzi , Nicola Bianco . Analysis of non-Newtonian effects on Low-Density Lipoprotein accumulation in an artery . Journal of Biomechanics.

15- Akbar Zaman , Nasir Ali , O. Anwar Bég . Numerical study of unsteady blood flow through a vessel using Sisko model . Engineering Science and Technology, an International Journal.2015.

16- Jan Vimmr, Alena Joná˘sová . Non-Newtonian effects of blood flow in complete coronary and femoral bypasses . Mathematics and Computers in Simulation 80 (2010) 1324–1336.

17- N. Ali , A. Zaman , M. Sajid , J.J. Nieto , A. Torres. Unsteady non-Newtonian blood ßow through a tapered overlapping stenosed catheterized vessel . Mathematical Biosciences. 10.1016/j.mbs.2015.08.018

18- Konstantinos P. Papadopoulos , Manolis Gavaises , Ioannis Pantos , Demosthenes G. Katritsis , Nicholas Mitroglou . Derivation of flow related risk indices for stenosed left anterior descending coronary arteries with the use of computer simulations . Medical Engineering and Physics 0 0 0 (2016) 1–11

۱۹- تاثیر حرکت قلب روی غلظت LDL در رگهای کرونری . سید سعید سید حسین ،بهار فیروزآبادی . دومین کنفرانس ملی مکانیک و هوافضا در سال اردیبهشت ۱۳۹٦

۲۰– شبیه سازی سه بعدی جریان پالسی خون در بای پاس آئورت- کرونری . مجید احمدلوی داراب ، احمد رمضانی سعادت آباد ، فرزان قالیچی

21- Johannes V Soulis, George D Giannoglou, Vassilios Papaioannou, George E Parcharidis and George E Louridas . Low-density lipoprotein concentration in the normal left coronary artery tree . BioMedical Engineering OnLine 2008, 7:26 doi:10.1186/1475-925X-7-26

22-Sas˘a Kenjeres˘ and Alexander de Loor . Modelling and simulation of low-density

lipoprotein transport through multilayered wall of an anatomically realistic carotid artery bifurcation . 20130941. http://dx.doi.org/10.1098/rsif.2013.0941.

۲۳ -امین دیرانلو، حمید نیازمند ، یاسر مصری . تاثیر جریان ضربانی خون بر انتقال جرم ذرات لیپوپروتئین با دانسیته پایین در سرخرگ کاروتید با دیواره چندلایه دارای پلاکهای آتروسکلروتیک. مجله مهندسی مکانیک مدرس، مهر **۱۳۹۳** ، دوره **۱٤** ، شماره **۷**

۲٤– علی محمد اسدیان، محمد یعقوبی ، فاطمه اسدیان . شبیه سازی و مقایسه جریان خون در شریان کرونری در شرایط سالم و بیمار. پانزدهمین کنفرانس دینامیک شاره ها بندرعباس آذر۱۳۹۲ .

25- A. Nematollahi, E. Shirani , I. Mirzaeea, M.R. Sadeghi . Numerical simulation of LDL particles mass transport in human carotid artery under steady state conditions . Scientia Iranica B (2012) 19 (3), 519–524.

۲۵– امید آمیلی و ناصر فتورائی . بررسی انتقال لیپوپروتئین های کم دانسیته (LDL) در جریان خون در دوشاخگی شریان کاروتید به روش دینامیک سیالات محاسباتی.دوازدهمین کنفرانس ملی مهندسی پزشکی در سال ۱۳۸٤ دانشگاه سهند تبریز

۲٦–احمد احمدی ، علی مجد و محمود نوروزی . بررسی اثر سیال غیرنیوتنی در جریان غیرماندگار در سیستم لوله ها. مکانیک سازهها و شارهها/ سال ۴۹۳۱ / دوره ۵/ شماره ۴

۲۷–پایان نامه علی امام علی میبدی . مدل سازی جریان خون در رسوب ذرات چربی در عروق کرونر

28- Thesis from Zuned Mansuri. Pulsatile Blood Flow Simulations in Computed Tomography(CT) Scan-Based and Idealized Geometries of Human Aorta . Lappeenranta University of Technology Faculty of Technology Department of Mathematics and Physics.

29- Sarifuddin, Santabrata Chakravarty, Prashanta Kumar Mandal. Effect of heat and mass transfer on non-Newtonian flow – Links to atherosclerosis. International Journal of Heat and Mass Transfer 52 (2009) 5719–5730.

30- Boyang Su, Yunlong Huo , Ghassan S.Kassab, Foad Kabinejadian, Sangho Kim, Hwa Liang Leo, Liang Zhong . Numerical investigation of blood flow in three-dimensional porcine left anterior descending artery with various stenoses. Computers inBiologyandMedicine47(2014)130–138

31- Ufuk Olgac, Dimos Poulikakos, Stefan C. Saur, Hatem Alkadhi, and Vartan Kurtcuoglu . Patient-specific three-dimensional simulation of LDL accumulation in a human left coronary artery in its healthy and atherosclerotic states . doi:10.1152/ajpheart.01182.2008.

32- Ufuk Olgac, Vartan Kurtcuoglu, and Dimos Poulikakos . Computational modeling of coupled blood-wall mass transport of LDL: effects of local wall shear stress . doi:10.1152/ajpheart.01082.2007.

۳۳ - محمد امین رئوفی ، حمید نیازمند و احسان ابراهیم نیا بجستان . بررسی تاثیر جریان و انتقال جرم اکسیژن خون در پیدایش بیماری گرفتگی رگ . مکانیک سازهها و شارهها/ سال ۳۱۳۱ / دوره ۴/ شماره ۲

34- André Valente, Felipe Loureiro , Leandro Di Bartolo , Webe João Mansur . Computer simulation of hyperthermia with nanoparticles using an OcTree finite volume technique . International Communications in Heat and Mass Transfer 91 (2018) 248–255.

35- Yun-dong Tang , Rodolfo C.C. Flesch , Cheng Zhang , Tao Jin . Numerical analysis of the effect of non-uniformity of the magnetic field produced by a solenoid on temperature distribution

during magnetic hyperthermia . Journal of Magnetism and Magnetic Materials 449 (2018) 455–460.

۳۶- سید نیما میرخانی ، داریوش جاویدی ، پدرام حنفیزاده ، نیلوفر صفاریان ، محمدرضا داوودی . شبیه سازی عددی دریچه ی آئورت مصنوعی و بررسی اثر غلظت و فشار خون بر جریان گذرنده از آن.

37- Thesis from Alexander De Loor. Towards Numerical Modelling of Low-Density Lipoprotein Transport through the Multi-Layered Arterial Wall . DELFT UNIVERSITY OF TECHNOLOGY FACULTY OF APPLIED SCIENCES DEPARTMENT OF MULTI-SCALE PHYSICS.

38-http://robotafzar.ir/specialized-support/

39-http://www.hidoctor.ir/

40-Khairuzzaman Mamun, Mohammad Ali, and Most. Nasrin Akhter. PHYSIOLOGICAL NON-NEWTONIAN BLOOD FLOW THROUGH SINGLE STENOSED ARTERY. THEORETICAL AND APPLIED MECHANICS Volume 43 (2016) Issue 1, 99–115 . DOI: 10.2298/TAM160322006M.

41-https://marketcode.ir

42-www.imna.ir

43- www.stent.ir

44- https://pbmc.ru

45-www. http://nursetehranpezeshki.blogfa.com/post/571/

46-www.hidoctor.ir

47- http://www.msubbu.in/ln/fm/Unit-I/NonNewtonian.htm

48- http://kpcir.com

49- www. arga-mag.com

Abstract

In this research, we analyzed and simulated smooth coronary artery under different scenario, Pulsatile and dynamic velocities with stenosis 30, 60 and 80 with Newtonian and non-newtonian types such as the carreau, power low, and Cross models.. Since one of the most important causes of stroke is vascular arteritis, and the main factor is the condensed fats in the vein, this study attempts to examine different conditions and present different scenarios to analyze this issue. To be paid. By examining the results, it was found that concentrations would increase in some spatial steps, which led to an increase in the LDL, which led to the penetration of these particles into the vessel wall. On the other hand, with increasing temperature, fat particles are released from the density, which leads to an increase in fluid velocity. Among the different scenarios, the lowest concentrations are for pulsed flow mode with 60% cavity for the cross fluid .(Chavralle).

Keywords: LDL, stenosis 30, 60,80, Newtonian and non-Newtonian , pulsatile, hyperthermia

Energy Institute For Higher Education

Faculty Of Engineering

Department Of Mechanical Engineering- Energy Conversion

Thesis For

Degree Of Master Of Science (M.Sc)

Title:

blood flow simulation in the left coronary artery considering non- Newtonian and pulsatile flow effects

Supervisor:

Dr. Dr.Ahmad Gharib

Advisor:

Dr.Hossein Tamim

By:

Hamidreza Mashreghi

Winter/2018