

УНИВЕРЗИТЕТ У КРАГУЈЕВЦУ

Факултет инжењерских наука



Иван Л. Миланковић

**УБРЗАЊЕ АЛГОРИТАМА ЗА СЕГМЕНТАЦИЈУ
БИОМЕДИЦИНСКИХ СЛИКА КОРИШЋЕЊЕМ
РЕКОНФИГУРАБИЛНЕ ХАРДВЕРСКЕ
ПЛАТФОРМЕ**

Докторска дисертација

Крагујевац, 2019.

<i>I. Аутор</i>
Име и презиме: Иван Миланковић
Датум и место рођења: 14.03.1988. Горњи Милановац
Садашње запослење: Истраживачко развојни центар за биоинжењеринг – БиоИРЦ доо
<i>II. Докторска дисертација</i>
Наслов: Убрзање алгоритама за сегментацију биомедицинских слика коришћењем реконфигурабилне хардверске платформе
Број страница: 162
Број библиографских података: 95
Број слика: 86
Установа и место где је рад израђен: Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу
Научна област (УДК): 004.27:601(043.3)
Ментор: др Александар Пеулић, ред. проф., Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу
<i>III. Оцена и одбрана</i>
Датум пријаве: 11. септембар 2018.
Број одлуке и датум прихватања докторске дисертације: 01-1/4788-16, 20.12.2018.
Комисија за оцену подобности теме и кандидата: <ol style="list-style-type: none"> 1. Др Ненад Филиповић, редовни професор – председник комисије, Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу Ужа научна област: Примењена механика, Примењена информатика и рачунарско инжењерство 2. Др Никола Јорговановић, редовни професор, Факултет техничких наука, Универзитет у Новом Саду Ужа научна област: Аутоматика и управљање системима 3. Др Владимир Миловановић, доцент, Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу Ужа научна област: Електротехничко и рачунарско инжењерство
Комисија за оцену и одбрану докторске дисертације: <ol style="list-style-type: none"> 1. Др Ненад Филиповић, редовни професор – председник комисије, Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу Ужа научна област: Примењена механика, Примењена информатика и рачунарско инжењерство 2. Др Никола Јорговановић, редовни професор, Факултет техничких наука, Универзитет у Новом Саду Ужа научна област: Аутоматика и управљање системима 3. Др Владимир Миловановић, доцент, Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу Ужа научна област: Електротехничко и рачунарско инжењерство
Датум одбране докторске дисертације:

УБРЗАЊЕ АЛГОРИТАМА ЗА СЕГМЕНТАЦИЈУ БИМЕДИЦИНСКИХ СЛИКА КОРИШЋЕЊЕМ РЕКОНФИГУРАБИЛНЕ ХАРДВЕРСКЕ ПЛАТФОРМЕ

Иван Миланковић

Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу

РЕЗИМЕ

Обрада слике представља једну од најчешће примењиваних метода у биомедицинској дијагностици, а сегментација биомедицинских слика представља један од првих корака приликом обраде биомедицинских слика. Сегментацијом се слике групишу у сегменте који поседују одговарајуће заједничке карактеристике и тиме чине слику јаснијом и лакшом за даљу обраду.

Развојем система за аквизицију биомедицинских слика добијају се слике бољег квалитета и веће резолуције. Такође, у системима где се врше снимања пацијената у циљу тродимензионалне реконструкције одређених органа, смањује се размак између два суседна снимка, односно два суседна пресека. Тиме се постиже знатно боља просторна резолуција, али и знатно већи број слика које треба обрадити. Управо због овог сталног напретка система за аквизицију слика, апликације за обраду истих постају све захтевније за процесирање.

Имајући у виду све горе наведено, јасно је да је један од главних задатака истраживача убрзање алгоритама за обраду слика. Убрзање се може постићи или побољшањем кода алгорита или пребацивањем извршења алгорита на друге платформе. Прегледом литературе дошло се до закључка да реконфигурабилна хардверска платформа даје одличне резултате у обради слика.

У оквиру ове докторске дисертације предложена су три алгорита за сегментацију биомедицинских слика. То су алгорита за сегментацију мамографских слика груди, алгорита за сегментацију микротомографских слика попречних пресека мишјих плућа и

алгоритам за сегментацију слика попречних пресека колена добијених методом рачунарске томографије. Сва ова три алгоритма су детаљно објашњена и приказани су њихови резултати обраде слика.

Задатак ове докторске дисертације је пребацивање ових алгоритама на реконфигурабилну хардверску платформу у циљу побољшања њихових перформанси. Сва три алгоритма су успешно пребачена на реконфигурабилну хардверску платформу, при чему је дат детаљан опис ефикасног пребацивања алгоритама, као и тока података кроз граф реконфигурабилне хардверске платформе. Експериментални резултати су показали да се реконфигурабилна хардверска платформа може успешно користити у циљу убрзања алгоритама за сегментацију биомедицинских слика.

Кључне речи: реконфигурабилна хардверска платформа, сегментација биомедицинских слика, мамографске слике груди, микротомографске слике мишјих плућа, слике колена добијене рачунарском томографијом.

ACCELERATION OF ALGORITHMS FOR BIOMEDICAL IMAGES SEGMENTATION USING RECONFIGURABLE HARDWARE PLATFORM

Ivan Milankovic

Faculty of Engineering, University of Kragujevac

ABSTRACT

Image processing represents one of the most common procedures in biomedical diagnostic systems. Biomedical image segmentation represents one of the first steps in biomedical image processing. Image segmentation divides image into multiple segments with common characteristics which makes the image easier for further processing.

With development of biomedical acquisition systems produced images are with much higher quality and resolution. Also, in systems where patients are recorded for 3D image reconstruction, space between two neighbor slices reduces constantly. Thus, we have much better 3D resolution, but also there is much more images which we need to process. Because of that, applications for image processing start to require much more processor time and resources.

Based on all of this, it is clear that one of the main tasks of scientists and researchers is to accelerate image processing algorithms. That acceleration can be achieved by improving the algorithm itself or by porting algorithm to another platform. In literature, there can be found more and more researches in which reconfigurable hardware platform is used to accelerate some algorithms for image processing

In this dissertation three algorithms for biomedical images segmentation are proposed. Those are algorithm for segmentation of breast mammogram images, algorithm for microtomograph murine lungs images segmentation and algorithm for CT knee images segmentation. All of these three algorithms are explained in details and the results of their processing are presented.

The main task of this dissertation is porting of those algorithms to reconfigurable hardware platform in order to boost their performances. All three algorithms are successfully ported to reconfigure hardware platform and the detailed description of that porting is presented. Also, the detail description of data flow through graph of reconfigurable hardware platform is described. Experimental results showed that reconfigurable hardware platform can be successfully used for accelerating of biomedical image segmentation.

Key words: reconfigurable hardware platform, biomedical image segmentation, breast mammogram images, micro-tomography murine lungs images, CT knee images.

ПРЕДГОВОР

Током свог научно-истраживачког рада бавио сам се имплементацијом разних алгоритама на реконфигурабилној хардверској платформи. Посебну пажњу су ми привукли алгоритми за обраду биомедицинских слика. Ова докторска дисертација је управо посвећена тој области и резултат је вишегодишњег рада и истраживања. Током израде ове докторске дисертације ми је помоћ пружена са доста различитих страна и осећам потребу да изразим своју захвалност многим људима.

Велику захвалност дугујем др Александру Пеулићу, редовном професору Факултета инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу, под чијим сам менторством завршио мастер академске студије, а који је прихватио да буде мој ментор и у изради ове докторске дисертације и који ми је у великој мери помогао да ово истраживање доведем до краја.

Такође, велику захвалност дугујем и др Ненаду Филиповићу, редовном професору Факултета инжењерских наука, Универзитета у Крагујевцу, који је прихватио да буде мој професор саветник у току докторских студија и који ми је у великој мери помогао да ово истраживање доведем до краја.

Захвалност дугујем и др Јасни Радуловић, др Весни Ранковић и др Петру Тодоровићу код којих сам полагао испите на докторским студијама, као и др Мини Васковић Јовановић и др Николи Мијаиловићу на великој помоћи и подршци. Захвалност дугујем и свим колегама из Истраживачко-развојног центра за биоинжењеринг.

На крају, захваљујем се и мојој супрузи Верици и ћерци Тамари које су ми давале огроман мотив и подршку током докторских студија, као и мојим родитељима Лазару и Лели и сестри Весни који су ми били подршка током читавог школовања. Захваљујем се и свим осталим члановима породице, а посебно течи Ђуру, тетки Нади и брату Драгану, на несебичној помоћи и великој подршци.

Иван Миланковић

СПИСАК СКРАЋЕНИЦА

- ADC (енгл. Analog-Digital Converter) – аналогно-дигитални конвертор
- API (енгл. Application Programming Interface) – програмски интерфејс апликације
- ASIC (енгл. Application-Specific Integrated Circuit) – интегрисано коло специфичне намене
- AVX (енгл. Advanced Vector Extensions) – напредна векторска екстензија
- BRAM (енгл. Block Random Access Memory) – блок меморије са случајним приступом
- CCD (енгл. Charge-Coupled Device) – уређај на чијој се површини налазе фотосензитивне диоде
- CLB (енгл. Configurable Logic Block) – конфигурабилни логички блок
- CPLD (енгл. Complex Programmable Logic Devices) – комплексни програмабилни логички уређаји
- CPU (енгл. Central Processing Unit) – централна процесорска јединица
- CT (енгл. Comput[er]ized Tomography) – рачунарска томографија
- CUDA (енгл. Compute Unified Device Architecture) – платформа за паралелну обраду
- DFE (енгл. DataFlow Engine) – језгро које ради на принципу протока података
- DIMM (енгл. Dual In-line Memory Module) – двоструки линијски меморијски модул
- DRAM (енгл. Dynamic Random Access Memory) – динамичка меморија са случајним приступом
- DSP (енгл. Digital Signal Processor) – дигитални процесор сигнала
- FF (енгл. Flip-Flop) – флип-флоп
- FLOPS (енгл. Floating Point Operations per Second) – број операција над рационалним бројевима у једној секунди
- FMem (енгл. Fast Memory) – брза меморија
- FPGA (енгл. Field-Programmable Gate Array) – просторно програмабилан низ логичких блокова
- GPU (енгл. Graphical Processing Unit) – графичка процесорска јединица
- HPC (енгл. High Performance Computing) – рачунарство високих перформанси
- HDL (енгл. Hardware Description Language) – језик за опис хардвера

LMem (енгл. Large Memory) – велика меморија

LNA (енгл. Low-Noise Amplifier) – појачавач са ниским шумом

LUT (енгл. Look Up Table) – табела за претраживање

MIPS (енгл. Million instructions per second) – милини инструкција по секунди

MRI (енгл. Magnetic Resonance Imaging) – Магнетна резонантна томографија

PCIe (енгл. Peripheral Component Interconnect Express) – брза конекција између периферијских уређаја

PET (енгл. Positron Emission Tomography) – позитронска емисиона томографија

PLA (енгл. Programmable Logic Arrays) – програмабилни логички низови

RDC (енгл. Reconfigurable Dataflow Computer) – реконфигурабилан рачунар базиран на протоку података

RDMA (енгл. Remote Direct Memory Access) – удаљени директни приступ меморији

ROI (енгл. Region of Interest) – регион од интереса

SF (енгл. Switched Fabric) – мрежна топологија која повезује више мрежних чворова преко одговарајућег мрежног прекидача

SIMD (енгл. Single Instruction, Multiple Data) – једнострука инструкција, вишеструки подаци

SIMT (енгл. Single Instruction, Multiple Threads) – једнострука инструкција, вишеструке нити

SPECT (енгл. Single-Photon Emission Computed Tomography) – једнофотонска емисиона рачунарска томографија

SPLD (енгл. Simple Programmable Logic Device) – прост програмабилан логички уређај

SRAM (енгл. Static random Access Memory) – статичка меморија са случајним приступом

TDP (енгл. Thermal Design Power) – топлотна снага дизајна

T&L (енгл. Transform and Lighting) – трансформисање и осветљење

VGA (енгл. Variable Gain Amplifiers) – појачавач променљивог појачања

СПИСАК СЛИКА

Слика 2.1 – Поређење „TDP-а“ између процесора и графичких картица	14
Слика 2.2 – Поређење перформанси између процесора и графичких картица за операције над рационалним бројевима једноструке прецизности.....	15
Слика 2.3 – Поређење перформанси између процесора и графичких картица за операције над рационалним бројевима двоструке прецизности.....	16
Слика 2.4 – Поређење перформанси између процесора и графичких картица за операције над рационалним бројевима једноструке тачности по јединици утрошене снаге	17
Слика 2.5 – Поређење перформанси између процесора и графичких картица за операције над рационалним бројевима двоструке прецизности по јединици утрошене снаге	18
Слика 2.6 – Поређење броја физичких језгара између процесора и графичких картица	19
Слика 2.7 – Поређење броја „FLOPS“ над бројевима једноструке прецизности по физичком језгру између процесора и графичких картица	20
Слика 2.8 – Поређење броја „FLOPS“ над бројевима двоструке прецизности по физичком језгру између процесора и графичких картица	21
Слика 2.9 – Поређење брзина оперативне меморије између процесора и графичких картица..	22
Слика 2.10 – Поређење броја „FLOPS“ над бројевима једноструке прецизности по јединици података.....	23
Слика 2.11 – Поређење броја „FLOPS“ над бројевима двоструке прецизности по јединици података	24
Слика 2.12 – Поређење броја „FLOPS“ над бројевима једноструке прецизности по јединици такта.....	25
Слика 2.13 – Поређење броја „FLOPS“ над бројевима двоструке прецизности по јединици такта.....	26
Слика 3.1 – Архитектура програмабилних логичких низова	32
Слика 3.2 – Архитектура комплексних програмабилних логичких уређаја	33
Слика 3.3 – Интерна архитектура „FPGA“ чипа.....	34
Слика 3.4 – Лукап табела	37
Слика 3.5 – Архитектура дигиталног процесора сигнала.....	39
Слика 3.6 – Скалирајући акумулаторски множач.....	41
Слика 3.7 – „LUT“ множач парцијалних производа.....	42
Слика 3.8 – Архитектура рачунара базирана на контроли протока.....	44

Слика 3.9 – Архитектура базирана на протоку података	45
Слика 3.10 – Архитектура „Maxeler“ реконфигурабилне платформе	47
Слика 3.11 – Архитектура меморијског контролера	48
Слика 3.12 – Машине стања на „Maxeler“ реконфигурабилној платформи	49
Слика 3.13 – Општи изглед „Maxeler“ супер-рачунарског система	50
Слика 3.14 – Изглед једне „Maxeler“ картице	51
Слика 3.15 – Архитектура „MPC-C“ система	52
Слика 3.16 – Архитектура „MPC-X“ система	53
Слика 4.1 – Спектар електромагнетског зрачења изражен у μm	55
Слика 4.2 – Основни елементи система рачунарске визије	57
Слика 4.3 – Могуће геометрије извора светлости: (А) прстенаста и (Б) дифузна	58
Слика 4.4 – Скала термовизијске камере	60
Слика 4.5 – Шематски приказ вакумски затворене боце	61
Слика 4.6 – Инверзни пиезоелектрични ефекат	64
Слика 4.7 – Пулс-ехо принцип	65
Слика 4.8 – Блок дијаграм ултразвучног уређаја	66
Слика 4.9 – Геометрија „СТ“ скенера	69
Слика 4.10 – Блок дијаграм „СТ“ скенера	70
Слика 4.11 – Блок дијаграм „MRI“ скенера	73
Слика 4.12 – Принцип рада мамограма	75
Слика 5.1 – Блок дијаграм сегментације слика	78
Слика 5.2 – Импулсни одговор типичног Гаусијановог филетра	81
Слика 5.3 – Изглед медијан филтера	82
Слика 5.4 – Изглед хибридног медијан филтера	83
Слика 5.5 – Илустрација слике са малим контрастом	84
Слика 5.6 – Илустрација слике са великим контрастом добијане техником скалирања хистограма	84
Слика 5.7 – Одређивање граничне вредности	86
Слика 5.8 – Пример хистограма слике где није могуће користити глобални граничник	87
Слика 5.9 – Осам могућих праваца за рачунање градијента	93
Слика 5.10 – Сегментација слике базирана на класификацији	94
Слика 6.1 – Блок дијаграм система за рано откривање тумора дојке	97
Слика 6.2 – Мамографска слика дојке са артефактима	98

Слика 6.3 – Хистограм мамографске слике дојке са артефактима	99
Слика 6.4 – Мамографска слика дојке након сегментације на бази глобалне граничне вредности	100
Слика 6.5 – Мамографска слика дојке након сегментације на бази локалне граничне вредности	101
Слика 6.6 – Мамографска слика дојке након сегментације на бази ивица	102
Слика 6.7 – Резултат алгоритма за уклањање позадинског артефакта мамографских слика дојке	103
Слика 6.8 – Резултат алгоритма за уклањање пекторалног мишића мамографских слика дојке	106
Слика 6.9 – Хистограм региона од интереса мамографске слике дојке	106
Слика 7.1 – Скуп оригиналних слика попречних пресека мишићних плућа	108
Слика 7.2 – Оригинална слика попречног пресека мишићних плућа након снимања	109
Слика 7.3 – Блок дијаграм алгоритма за тродимензионалну визуализацију мишићних плућа	110
Слика 7.4 – Изглед слике попречног пресека мишићних плућа након сегментације граничном вредношћу и бинаризације	111
Слика 7.5 – Филтрирање усредњавањем	112
Слика 7.6 – Изглед слике попречног пресека мишићних плућа након филтрирања усредњавањем	113
Слика 7.7 – Тродимензионална визуализација мишићних плућа	114
Слика 8.1 – Скуп оригиналних слика попречних пресека колена	116
Слика 8.2 – Оригинална слика попречног пресека колена након снимања	117
Слика 8.3 – Блок дијаграм алгоритма за тродимензионалну визуализацију колена	118
Слика 8.4 – Изглед слике попречног пресека колена након сегментације граничном вредношћу и бинаризације	119
Слика 8.5 – Изглед слике попречног пресека колена након уклањања доње петине слике	121
Слика 8.6 – Модел расподела Фон Мизесовог напона [Pa]	122
Слика 8.7 – Модел расподела Фон Мизесовог напона на хрскавици [Pa]	123
Слика 9.1 – Блок дијаграм имплементације алгоритма за сегментацију региона од интереса из мамографских слика груди на реконфигурабилној хардверској платформи	126
Слика 9.2 – Граф за уклањање позадинских артефакта	129
Слика 9.3 – Граф за уклањање пекторалног мишића	130
Слика 9.4 – Анализа убрзања при фреквенцији реконфигурабилне хардверске платформе од 75 MHz	133

Слика 9.5 – Анализа убрзања при фреквенцији реконфигурабилне хардверске платформе од 200 MHz	134
Слика 9.6 – Граф за сегментацију микротомографских слика мишјих плућа	136
Слика 9.7 – Граф за сегментацију слике граничном вредношћу и бинаризацију	137
Слика 9.8 – Граф сабирача са два улаза	138
Слика 9.9 – Граф сабирача са три улаза	139
Слика 9.10 – Анализа убрзања алгоритма за сегментацију микротомографских слика мишјих плућа	141
Слика 9.11 – – Граф за сегментацију слика колена	142
Слика 9.12 – Анализа убрзања алгоритма за сегментацију слика колена	145

СПИСАК ТАБЕЛА

Табела 3.1 – Табела стања лукап табеле	38
Табела 3.2 – Лукап табела 3x3 бит множења	42
Табела 6.1 – Алгоритам за уклањање позадинског артефакта мамографске слике дојке .	104
Табела 6.2 – Алгоритам за уклањање пекторалног мишића са мамографске слике дојке	105
Табела 8.1 – Алгоритам за филтрирање доње петине слике.....	120
Табела 9.1 – Искоришћеност ресурса реконфигурабилне хардверске платформе за сегментацију мамографских слика груди	133
Табела 9.2 – Искоришћеност ресурса реконфигурабилне хардверске платформе за сегментацију слика попречних пресека мишјих плућа	140
Табела 9.3 – Искоришћеност ресурса реконфигурабилне хардверске платформе за сегментацију слика попречних пресека колена	144

САДРЖАЈ

1. Уводна разматрања	1
1.1 Предмет докторске дисертације	1
1.2 Основне полазне хипотезе.....	3
1.3. Преглед стања у подручју истраживања.....	3
1.4. Методе које ће се у истраживању примењивати.....	5
1.5. Значај и циљ истраживања са становишта актуелности у одређеној научној области	6
1.6. Преглед садржаја докторске дисертације	6
2. Преглед платформи за убрзање алгоритама за сегментацију биомедицинских слика	9
2.1. Процесори опште намене	10
2.2. Графичке картице.....	11
2.3. „FPGA“ платформа.....	26
2.4. Закључак	28
3. Реконфигурабилна хардверска платформа.....	30
3.1. Архитектура „FPGA“ чипова	31
3.1.1. Лукап табеле.....	36
3.1.2. Дигитални процесори сигнала.....	39
3.1.3. Множачи	40
3.2. „Maxeler“ реконфигурабилна платформа	43
3.2.1. Архитектура рачунара базирана на контроли протока	43
3.2.2. Архитектура базирана на протоку података	44
3.2.3. Архитектура „Maxeler“ картица	46
3.2.4. „Maxeler“ производи и њихова употреба	50
4. Системи за аквизицију биомедицинских слика	54
4.1. Рачунарска визија.....	56
4.2. Термовизијске камере	59
4.2.1. Инфрацрвени детектори који се хладе.....	60
4.2.2. Инфрацрвени детектори који се не хладе	62
4.3. Ултразвучна аквизиција слика.....	63
4.4. Томографска аквизиција слика	66
4.4.1. Рачунарска томографија „X“ зрацима	68

4.4.2. Магнетна резонантна томографија.....	71
4.4.3. Микротомографија базирана на синхротронском зрачењу.....	73
4.4.4. Мамографија.....	75
5. Алгоритми за сегментацију биомедицинских слика.....	77
5.1. Претпроцесирање слике.....	80
5.1.1. Уклањање шума са слике.....	80
5.1.2. Побољшавање контраста слике.....	83
5.2. Сегментација слике базирана на граничној вредности.....	85
5.3. Сегментација слике базирана на ивицама.....	90
5.4. Сегментација слике базирана на регионима.....	91
5.5. Сегментација слике базирана на градијентима.....	92
5.6. Сегментација слике базирана на класификацији.....	93
6. Алгоритам за сегментацију мамографских слика дојке.....	96
7. Алгоритам за сегментацију микротомографских слика мишјих плућа.....	107
8. Алгоритам за сегментацију слика колена добијених процесом рачунарске томографије	115
9. Пребацивање алгоритама за сегментацију слика на реконфигурабилну хардверску платформу са постигнутим резултатима.....	124
9.1. Пребацивање алгоритама за сегментацију мамографских слика груди на реконфигурабилну хардверску платформу.....	126
9.2. Пребацивање алгоритама за сегментацију микротомографских слика мишјих плућа на реконфигурабилну хардверску платформу.....	135
9.3. Пребацивање алгоритама за сегментацију слика колена на реконфигурабилну хардверску платформу.....	142
10. Закључна разматрања.....	147
11. Литература.....	152

1.

1. Уводна разматрања

1.1 Предмет докторске дисертације

Слика даје информацију о визуелном приказу неког објекта. Свака слика се састоји од великог броја корисних информација. Разумевање слике и извлачење корисних информација из исте у циљу испуњавања неког задатка представља важну област апликација у обради слика. У пракси, у највећем броју случајева, нису од интереса сви делови слике већ само одређени који имају сличне карактеристике, што се постиже сегментацијом слика. Један од првих корака у дигиталној обради слика представља управо сегментација слика.

Сегментација слика је једна од најчешће примењиваних процедура приликом анализе биомедицинских слика. Такође представља и један од најважнијих задатака приликом обраде слика. У рачунарским наукама сегментација слика представља процес дељења слика у већи број сегмената. Ова техника или група техника се односи на дељење слика у регионе са сличним атрибутима. У највећем броју случајева атрибути представљају ниво сиве боје, боје, ивице, карактеристике текстуре или спектрална својства. Главни циљ сегментације слика је да поједностави начин представљања слике и да је на тај начин учини једноставнијом за анализу у оквиру процеса обраде слике.

Сегментација слика се најчешће користи за проналажење објеката и граница (линија, кривих и слично) у сликама. Прецизније речено, сегментација слика представља

процес додељивања етикете сваком пикселу у слици на тај начин да пиксели са истом етикетом поседује одређене заједничке карактеристике. Резултат сегментације слика јесте скуп сегмената који прекривају читаву слику или скуп контура извучених из слике као на пример код детектовања ивица слике. Сви пиксели у извученом региону су међусобно слични са становишта одговарајуће карактеристике или прорачунатог својства.

Када се сегментација примени над скупом биомедицинских слика резултујуће контуре се могу искористити за креирање тродимензионалне реконструкције уз употребу одговарајућих интерполационих алгоритама. Како би тродимензионална реконструкција била што бољег квалитета, потребно је извршити скенирање објекта тако да се на малом растојању сниме што већи број слика односно тако да је размак између две суседне слике, односно два суседна попречна пресека објекта што мањи. Такође је од велике важности и да слике буду што је могуће боље резолуције.

Сегментација слика има широку и веома значајну улогу и у дигиталној мамографији. Главни циљ истраживања је развој софистицираних алата за анализу слика који могу аутоматски да открију сумњиве регионе на мамографским сликама груди. Овај процес започиње извлачењем региона од интереса на мамографским сликама груди. Након тога прелази се на откривање сумњивих региона и њихову класификацију. На крају се врши поређење са већ постојећим базама слика. За биомедицинске системе одлучивања, од велике важности је обезбеђивање великог скупа података за тренирање.

Време процесирања, како мамографских слика груди, тако и скупа биомедицинских слика које се користе за тродимензионално реконструисање, може бити ограничавајући фактор. Како би се извршило убрзање процесирања ових слика користе се различите платформе, као што су рачунари високих перформанси са више језгара, платформе са великим бројем језгара као што су графичке картице и реконфигурабилне хардверске платформе. Предмет рада ове докторске дисертације је управо убрзање алгоритама за сегментацију мамографских слика дојки и скупа биомедицинских слика који се користе за тродимензионално реконструисање употребом реконфигурабилне хардверске платформе.

1.2 Основне полазне хипотезе

Основне полазне хипотезе ове докторске дисертације настале су као резултат детаљног проучавања досадашњег истраживања и најновијих достигнућа и сазнања у области реконфигурабилних хардверских платформи и њихове примене у обради биомедицинских слика. На основу тога се дефинишу следеће претпоставке:

- мамографске слике груди су све веће резолуције, а и скупови ових слика који се користе за тренирање су све већи;
- скуп слика који се користи за тродимензионалну реконструкцију је све већи, односно све је мање растојање између две суседне слике у скупу, а и саме слике су све веће резолуције;
- због све већих скупова биомедицинских слика и све веће резолуције истих потребно је извршити убрзање алгоритама за сегментацију тих слика;
- примена реконфигурабилних хардверских платформи у обради биомедицинских слика даје добре резултате;
- на реконфигурабилној хардверској платформи постоји довољно хардверских ресурса, односно логичких јединица и дигиталних процесора сигнала како би се алгоритми за обраду биомедицинских слика могли имплементирати.

1.3. Преглед стања у подручју истраживања

Почетком овог века рачунарске науке су доживеле велики заокрет на свим нивоима. Раније се од произвођача процесора очекивало да са сваком следећом генерацијом процесора побољшавају и њихове перформансе. Према Муровом закону снага рачунара се удвостручивала на сваких 18-24 месеца. Захваљујући томе, апликације које нису имале задовољавајуће перформансе користећи тренутну генерацију процесора би тај проблем решиле са појавом следеће генерације процесора. Међутим, у последњих пар година Муров закон се приближава свом крају, пошто је индустрија за производњу полупроводника достигла своје лимите.

Због тога, у циљу побољшања перформанси апликација, потребно је наћи неки други метод. Истраживачи из области рачунарских наука су се окренули ка паралелном рачунарству. У моделу паралелног рачунарства рачунарски хардвер извршава више инструкција у исто време и укупна пропусност се у најбољем случају повећава за фактор паралелизма. Централне процесорске јединице су добиле могућност паралелног извршавања са појавом процесора са више језгара. Такође, откривене су и векторске инструкције које су омогућиле убрзање извршавања на нивоу инструкција. Модерне централно-процесорске јединице имају архитектуру која и даље омогућава програмирање на секвенцијални начин, али делови апликација који захтевају највише процесорске моћи су конвертовани тако да користе више-нитно извршавање или векторске инструкције. Сви популарни програмски језици данас подржавају паралелно програмирање, тако што или обезбеђују библиотечну подршку или кроз неке језичке надоградње.

Појавом графичких картица откривен је нови модел за побољшање перформанси апликација. На овим картицама се налазе рачунарска језгра која личе на низ једноставних процесора и која су у стању да убрзају одређени рачунарски проблем и неколико пута у односу на рачунарске процесоре. Сваки од тих рачунарских језгара је способан да извршава једноставније рачунарске операције. Графичке картице су нашле примену у апликацијама које имају висок фактор паралелизације, а где свака нит не треба да извршава неку рачунарски захтевну операцију. Оне су врло брзо стекле популарност у рачунарству високих перформанси.

Модел који дозвољава још већи ниво паралелизације је реконфигурабилна хардверска платформа која је и коришћена у изради ове докторске дисертације. Ова платформа се може програмирати испод нивоа процесорске јединице. Састоји се од великог броја логичких блокова који могу бити конфигурисани и повезани тако да извршавају одговарајућу рачунарску операцију. Рачунарске операције се на реконфигурабилним хардверским платформама извршавају тако што подаци теку кроз граф извршавања где чворови у том графу представљају операторе као што су сабирачи, множачи, акумулатори, бројачи и слично.

Ограничавајући фактор за реконфигурабилне хардверске платформе представља простор односно величина хардверских ресурса која се може користити на чипу.

Повећање величине чипа и побољшање програмских алата за дизајнирање реконфигурабилних хардверских платформи омогућили су да се повећају границе апликација које се могу развијати на њима. У највећем броју случајева реконфигурабилне хардверске платформе се користе да изврше рачунање најзахтевнијих делова апликације и на тај начин у значајној мери убрзају извршење читаве апликације.

Реконфигурабилне хардверске платформе имају широку примену у области рачунарства високих перформанси где процесори са више језгара или графичке картице са много језгара не могу да одговоре задацима, а употреба интегрисаних кола дизајнираних према апликацији је прескупа. Ове платформе су показале одличне резултате у обради дигиталних биомедицинских слика и као такве се могу користити у системима где је након аквизиције потребно моментално извршити обраду велике количине биомедицинских слика, чиме процес дијагнозе постаје знатно бржи, а лабораторијски експерименти имају потенцијал да постану знатно јефтинији.

1.4. Методе које ће се у истраживању примењивати

У оквиру овог истраживања биће описана три алгорита за сегментацију биомедицинских слика. Један је алгоритам за сегментацију мамографских слика груди који има велику примену у раном откривању канцера дојке. Други алгоритам је алгоритам за сегментацију микротомографских слика мишјих плућа у циљу њихове тродимензионалне реконструкције. Трећи алгоритам је алгоритам за сегментацију слика попречних пресека колена добијених процесом рачунарске томографије, такође у циљу њихове тродимензионалне реконструкције.

Такође, биће коришћена и реконфигурабилна хардверска платформа као посебан алат који дозвољава паралелизацију алгоритама на знатно вишем нивоу, односно развој алгоритама у простору, а не у времену као што је то случај са рачунарима високих перформанси. Као програмски језик за дизајнирање реконфигурабилне хардверске платформе биће коришћен „MaxJ“. Такође, биће дат и детаљан опис пребацивања алгоритама за сегментацију слика са рачунара високих перформанси на реконфигурабилну

хардверску платформу, пошто само ефикасно пребацивање гарантује и убрзање алгоритама.

1.5. Значај и циљ истраживања са становишта актуелности у одређеној научној области

С обзиром на захтеве тржишта за све већим скуповима биомедицинских слика са све већом резолуцијом може се закључити да је актуелност теме за убрзања алгоритама за сегментацију биомедицинских слика изузетно изражена. Основни циљеви ове докторске дисертације су ефикасно пребацивање алгоритама и тока података на реконфигурабилне хардверске платформе у циљу побољшања њихових перформанси, приказ и анализа различитих конфигурација исте платформе као и приказ и анализа постигнутих резултата.

У оквиру израде ове докторске дисертације дат је опис три алгорита за сегментацију биомедицинских слика. Један алгоритам врши сегментацију мамографских слика груди, а два алгоритма врше сегментацију скупа биомедицинских слика који се користи за тродимензионално реконструисање. Један скуп слика се састоји од микротомографских слика попречних пресека мишићних плућа, а други скуп се састоји од слика попречних пресека колена добијених процесом рачунарске томографије. Сва три алгоритма врше обраду слика која се користи у реалној биомедицинској пракси.

1.6. Преглед садржаја докторске дисертације

Докторска дисертација укупно садржи десет поглавља. У оквиру првог поглавља приказана су уводна разматрања која се односе на предмет рада, основне хипотезе које су коришћене у истраживању, преглед тренутног стања, методе које су примењиване у истраживању као и на циљ и значај самог истраживања.

У оквиру другог поглавља приказан је преглед могућих платформи за убрзање алгоритама за сегментацију биомедицинских слика. Дат је детаљан опис процесора опште намене, објашњене су графичке картице и приказана је анализа предности и недостатака

употребе графичких картица у односу на процесоре опште намене, као и тренд развоја и једне и друге платформе. На крају је дат уводни опис платформи базираних на „FPGA“ чиповима.

У оквиру трећег поглавља дат је опис реконфигурабилне хардверске платформе. „FPGA“ чипови су описани до детаља са свим њиховим хардверским ресурсима. Дат је опис флип-флопова, мултиплексера, лукап табела, дигиталних процесора сигнала и множача. Такође, приказан је детаљан опис архитектура „Maxeler“ реконфигурабилне платформе, као и опис рачунања базиран на протоку података према ком „Maxeler“ реконфигурабилна платформа заснива свој рад.

У оквиру четвртог поглавља је дат опис система за аквизицију биомедицинских слика. Дато је детаљно објашњење појма рачунарске визије, описане су термовизијске камере, ултразвучни системи за аквизицију слика, као и системи за аквизицију слика базирани на томографији. Управо су се системи за аквизицију слика базирани на томграфији и користили у овој докторској дисертацији како би извршили снимања слика над којима су се касније извршавали алгоритми за сегментацију.

У оквиру петог поглавља представљени су алгоритми за сегментацију биомедицинских слика. Прво су описани алгоритми за претпроцесирање слика у која спадају разни филтери. Након тога је дат опис алгоритама за сегментацију слика базираним на граничној вредности, ивицама, регионима, градијентима и класификацији. У оквиру ове докторске дисертације примену су нашли алгоритам за филтрирање слика применом усредњавања, као и алгоритам за сегментацију слика на бази граничне вредности.

У оквиру поглавља шест, седам и осам дат је опис алгоритама за сегментацију слика који су коришћени и убрзавани у оквиру ове докторске дисертације. Ти алгоритми су алгоритми за сегментацију мамографских слика дојке, микротомографских слика попречних пресека мишићних плућа и слика попречних пресека колена добијених процесом рачунарске томографије. Дат је детаљан опис сваког од алгоритама и приказани су резултати обраде слика применом тих алгоритама.

У оквиру поглавља девет дат је опис поступка пребацивања алгоритама на реконфигурабилну хардверску платформу. До детаља је објашњен ток података кроз реконфигурабилну хардверску платформу и на крају је дат приказ остварених резултата.

У оквиру поглавља десет су приказана закључна разматрања, а поглавље једанаест садржи списак коришћене литературе.

2.

2. Преглед платформи за убрзање алгоритама за сегментацију биомедицинских слика

Обрада слика представља научно поље које се изузетно брзо развија захваљујући како побољшању математичких модела тако и најновијим достигнућима из области рачунарске технике. Такође, квалитет обраде слике у великој мери зависи и од самих система за аквизицију слика. Апликације које захтевају обраду слика су разнолике. Обраду слика захтевају како обичне дигиталне камере, тако и апликације које анализирају астрономске податке добијене са излаза телескопа, апликације за обраду „MRI“ и „СТ“ слика као и биолошке апликације које раде са оптичким микроскопима. Корисници захтевају све бољи и бољи квалитет слика у погледу резолуције слика и односу сигнала и шума. У циљу испуњења корисничких захтева предмет многих истраживања су побољшање система за аквизицију слика и унапређење алгоритама за обраду слика.

Са друге стране, комплексне методе за обраду слика одузимају доста времена и њихово процесирање може бити изузетно захтевно чак и за најновије хардверске платформе. Због тога је од великог значаја извршити и оптимизацију алгоритама за обраду слика како би се исти могли извршити у за корисника прихватљивом временском интервалу. На пример, уколико пацијент иде на магнетску резонанцу или ултразвучно испитивање важно је завршити обраду података у року од неколико минута како би медицински радник могао да прегледа резултате испитивања и предложи следеће кораке у

лечењу пацијента у оквиру једне посете. У неким другим апликацијама где се сегментација слика користи за асистенцију кориснику подаци морају бити обрађени у реалном времену.

Платформе које се данас најчешће користе за обраду слике су процесори опште намене, графичке картице и „FPGA“ чипови.

2.1. Процесори опште намене

Најважнији део рачунарског хардвера представља централна процесорска јединица. Године 1971. произведен је 4-битни „Intel 4004“ процесор. То је био први комерцијално доступан чип. Максимална фреквенција на којој је овај револуционарни хардвер могао да ради је износила 740 kHz што је било изузетно достигнуће за то време. Овај чип је такође могао да изврши 92000 инструкција у секунди и поседовао је 2300 транзистора. Овај уређај је поплочао пут за многе иновације које ће доћи у наредним годинама.

Компанија „Intel“ је доминирала у производњи централних процесорских јединица. Избацила је неколико различитих процесора од којих су најпознатији 8086 из 1978. године, 8088 из 1979. године, 80186 из 1980. године. А онда се 1993. године појавило можда и најзвучније име у свету процесора, чувени „Intel Pentium“ процесор. Он је радио на фреквенцији од 60 MHz и са 100 000 000 „MIPS“.

Следеће велико достигнуће у историји процесора је појава првог процесора који је радио на фреквенцији од 1 GHz. Ово је прво уведено на процесору „AMD Athlon“ године 1999. а само два дана касније и на „Intel Pentium III“ процесору. У данашње време је сасвим нормално да процесори раде на фреквенцији већој од 1 GHz чак и у малим уређајима као што су то мобилни телефони. За мање од пола века прошао се пут од 740 kHz до неколико GHz као и повећање у броју транзистора на чипу од 2300 до реда стотина милиона.

Према Муровом закону [1] број транзистора на чипу се удвостручује на сваких 18 до 24 месеци, а самим тим се побољшавају и перформансе „CPU-а“. Међутим, овај тренд се у последње време све више и више успорава зато што је индустрија за производњу

полупроводника достигла своје физичке лимите. Ускоро неће више бити могуће смањити величину транзистора и тиме повећавати фреквенцију рада процесора. Због тога, произвођачи трагају за новим начинима за повећање брзине централне процесорске јединице. Најзначајнији трендови за побољшање перформанси централне процесорске јединице су проширење њених могућности како би се више задатака извршавало паралелно. То се постиже увођењем векторске процесорске јединице и повећањем броја процесорских језгара.

Процесори са више језгара представљају интегрисана кола на којима се налази два или више процесора чијом се употребом може извршити паралелизација задатака чиме се побољшавају перформансе самих процесора. Паралелно процесирање представља тип обраде података где се већи број рачунања обавља симултано. Овај метод обраде података се заснива на принципу да се у општем случају велики проблеми могу поделити на одређени број мањих проблема који се могу решавати конкурентно. Захваљујући овом принципу процесори са више језгара су постали доминантан стандард у рачунарској архитектури.

У не тако давној прошлости, паралелно рачунање се односило углавном на решавање комплексних математичких проблема у различитим научним областима, као што су атмосферска истраживања, физика, сеизмологија и машинско и електро инжењерство. Паралелно рачунарство се наравно и даље користи у тим областима, али пораст броја комерцијалних апликација је највише допринео потреби за бржим рачунањем и употребом паралелног рачунања у електронским уређајима опште намене као што су телефони, рачунари, лаптопови и слично. Неке од апликација које највише користе паралелно рачунање су базе података, претрага интернета, медицинска снимања и напредна графика.

2.2. Графичке картице

Основна функција графичких картица је да убрзају обраду слика. До данашњих дана графичке картице су еволуирале до тачке где се могу лако користити за доста

реалних апликација и могу постићи значајно убрзање у поређењу са процесором. Претпоставља се да ће се у будућности све више користити хибридни системи састављени од графичке картице и процесора са више језгара.

Слично као и процесори, графичке картице су се нагло развиле у последњих неколико деценија. Како су се годинама развијале њихова основна функција је остала убрзање и обрада слика.

Раних 80-их година прошлог века појавиле су се прве графичке картице када су компаније „Intel“ и „IBM“ представиле прве специјализоване производе. Друге компаније као што су „Commodore“ и „Texas Instruments“ су такође додале просте графичке могућности или на чип или коришћењем екстерних картица. Ове картице су имале веома просте функционалности и биле су релативно скупе. Функције као што су испуњавање простора, цртање облика и модификација простих слика је било све што су ови рани процесори могли да подрже.

Године 1991. компанија „S3“ је избацила свој модел графичке картице назван „86С911“. Он представља један од првих стандарда за „GPU“ индустрију. Дводимензионално графичко процесирање је пронашло свој пут до скоро сваког система до средине 90-их година прошлог века и отпочела је трка за тродимензионално процесирање. До касних 90-их година прошлог века тродимензионално процесирање је вршено уз помоћ централних процесорских јединица, што је такође познато и као тродимензионална графика потпомогнута са хардвером. Ова тродимензионална графика потпомогнута хардвером се и данас може срести у лаптоповима лошијег квалитета.

Касних 90-их година прошлог века дизајнирано је неколико програмских језика за графичке картице укључујући и „OpenGL“ и „Direct“. До краја 90-их година прошлог века ова два „API-а“ су увела подршку за „T&L“ која је обезбедила огроман скок у „GPU“ процесирању. „T&L“ је дозволио лакше мапирање тродимензионалне слике у дводимензионалну раван припајајући и осветљење. У то време је постојало само неколико компанија као што су „NVIDIA“, „ATI“, „3dfx“ и „S3“. Крајем 90-их година прошлог века представљена је „NVIDIA GeForce 256“ графичка картица која је била прва доступна комерцијална картица која је донела тродимензионалну графику.

Све до данашњих дана наставило се са значајним унапређењем тродимензионалног рендеровања помоћу графичких картица. Компаније „АТI“ и „NVIDIA“ данас држе монопол над производњом и продајом графичких картица и стога су оне и главни покретачи који одређују како ће се графичке картице развијати у будућности.

Један од највећих достигнућа прошле деценије је омогућавање употребе графичких картица за рачунање опште намене. Захваљујући високој могућности паралелизације модерне графичке картице су способне да се користе за многа комплексна рачунања која су временски захтевна. Компанија „NVIDIA“ је увела „CUDA“ платформу за паралелну обраду која се користи за комплексна рачунања. Такође је уведен и програмски језик „OpenCL“ који се користи за писање апликација за извршавање рачуна на графичким картицама. „CUDA“ је најзаслужнија што је могуће пребацити рачунање високих перформанси са процесора са више језгара на бржи паралелан скуп рачунања са хиљадама нити уместо десетина нити које обезбеђују процесори.

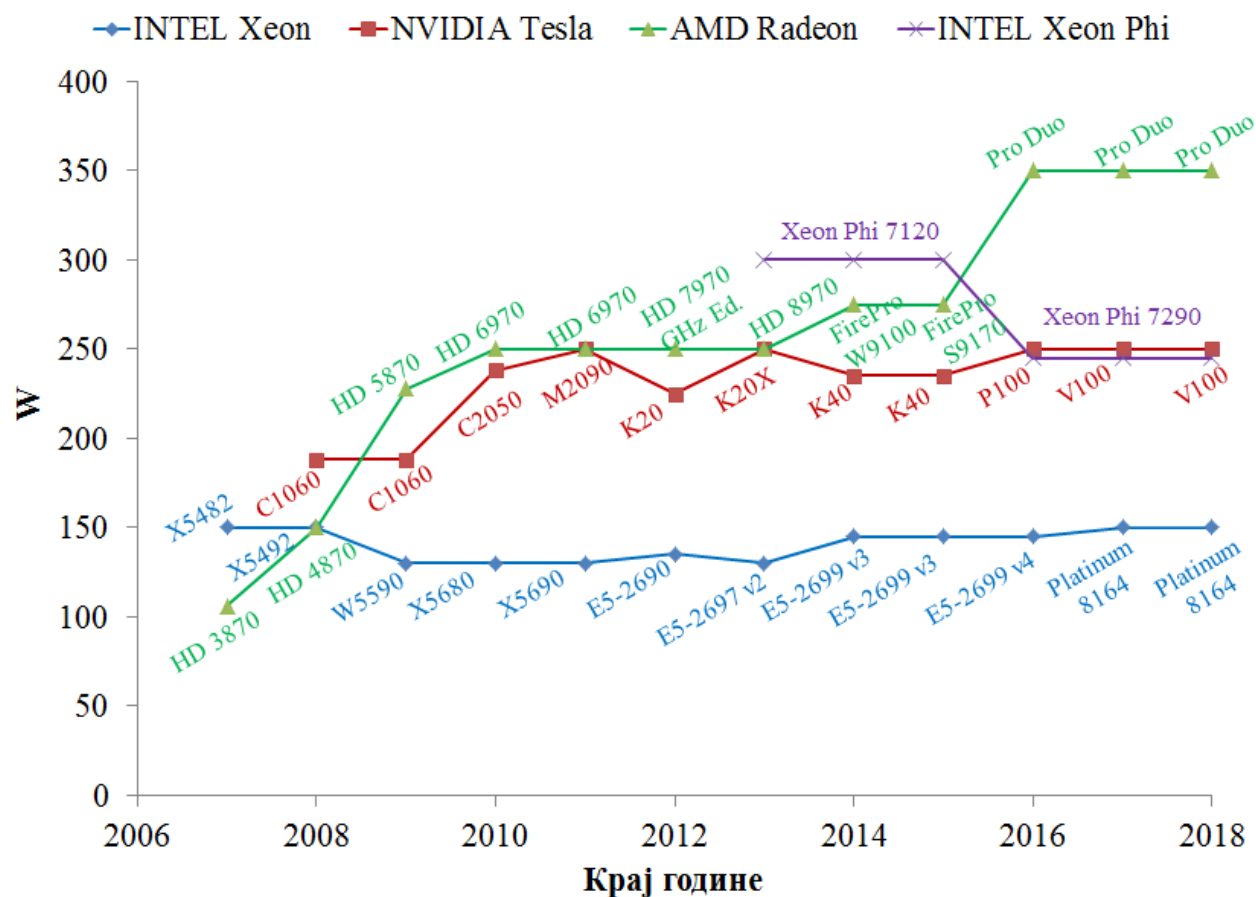
Један од главних разлога за увођење паралелног рачунања поред самог убрзања алгоритама представљају и ограничења у снази. Опште је познато да се са повећањем фреквенција процесора и графичких картица кубично повећава и електрична снага, а самим тим и ослобођена топлотна енергија. Због практичних разлога за расхлађивање чипова скоро сав хардвер се данас ограничава на снагу од 250 W до 300 W.

У даљем тексту је приказана анализа поређења перформанси и карактеристика графичких картица и централних процесорских јединица. Сви подаци коришћени у овој анализи су преузети са официјалних сајтова произвођача графичких картица и централних процесорских јединица [2,3,4].

На слици 2.1 приказано је поређење „TDP-a“ између процесора и графичких картица. Процесори су у општем случају дизајнирани тако да раде на половини „TDP-a“ у поређењу са графичким картицама, тако да би поштеније било поредити процесоре са два сокета и графичку картицу. Такође, треба имати у виду да у пикну „TDP“ може значајно прећи преко горње границе.

Технике динамичке фреквенције које се увелико користе код процесора су од скоро адаптиране и за графичке картице и оне могу довести до краткотрајног повећања снаге.

Због тога, „TDP“ ће остати на свом нивоу, док напајање мора да обезбеди довољно снаге у пику. „Xeon Phi“ процесори се не разликују пуно од графичких картица у смислу потрошње снаге и такође би било поштено поредити их са процесорима са два сокета.

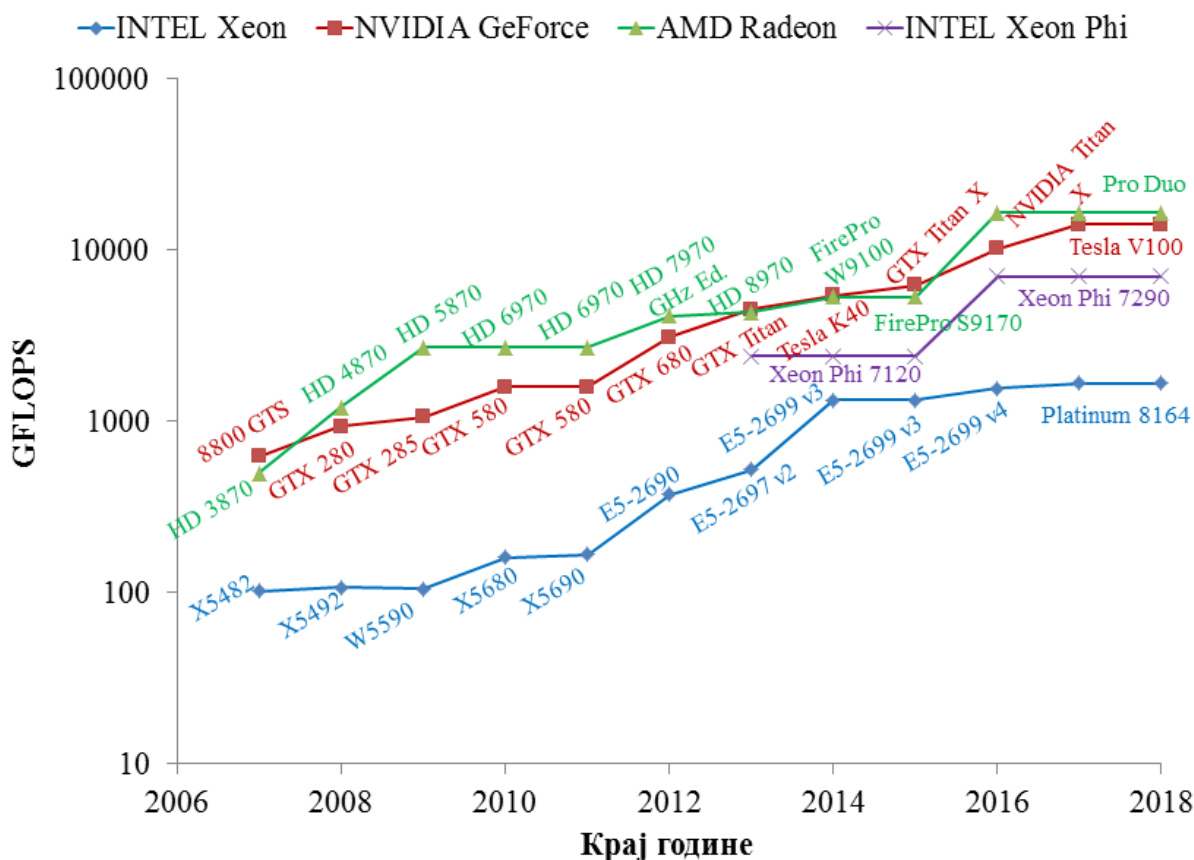


Слика 2.1 – Поређење „TDP-а“ између процесора и графичких картица

Графичке картице су познате по томе што имају одличне перформансе у погледу броја операција над рационалним бројевима. Управо због тога није изненађење што произвођачи графичких картица често воле да пореде графичке картице са осталим платформама само поредећи однос „FLOPS“ и поред тога што ово може бити у потпуности погрешна метрика.

Како на пример компанија „NVIDIA“ производи графичке картице које су посвећене или једнострукој или двострукој аритметичкој прецизности рационалних бројева, ове две прецизности су посматране одвојено и приказане на сликама 2.2 и 2.3

респективно. И поред тога што је хардвер графичких картица посвећених и једнострукој и двострукој прецизности рационалних бројева веома сличан, цене се ипак разликују.

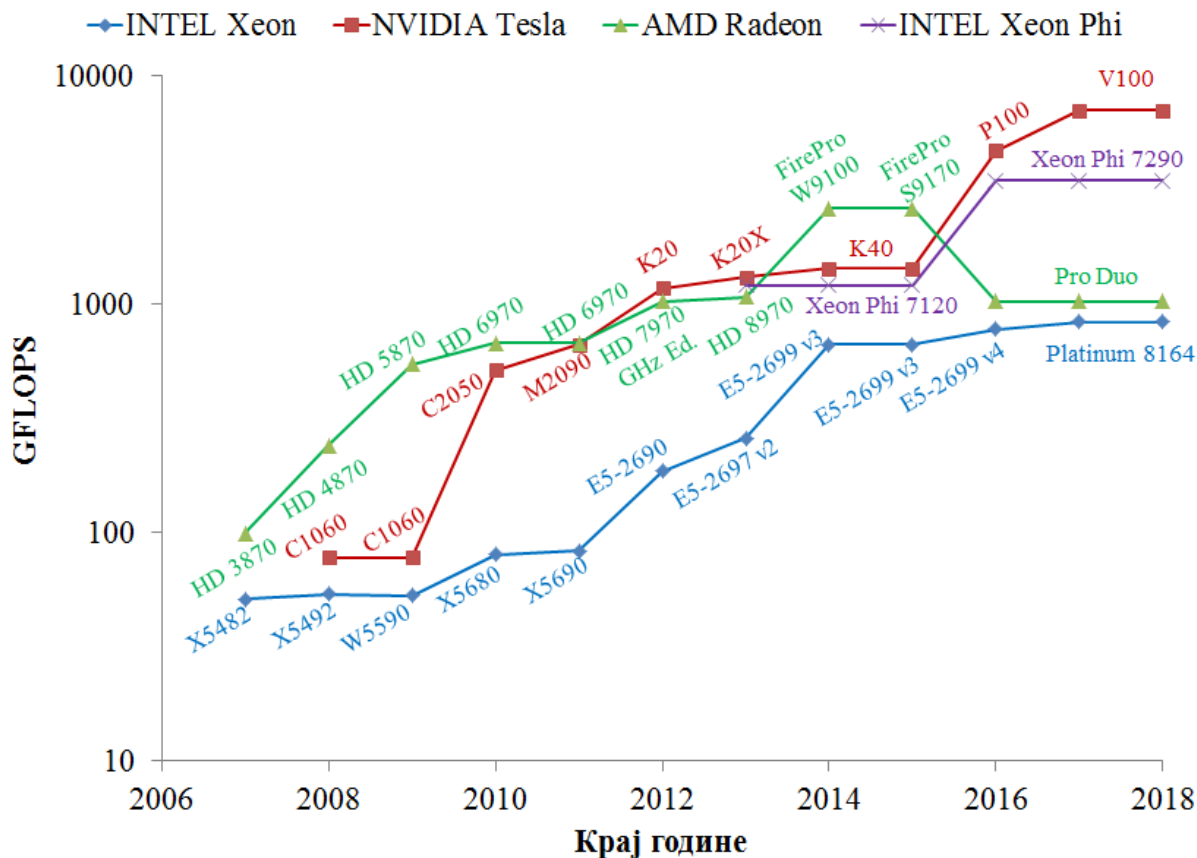


Слика 2.2 – Поређење перформанси између процесора и графичких картица за операције над рационалним бројевима једноструке прецизности

Поређење перформанси између процесора и графичких картица за операције над рационалним бројевима једноструке прецизности приказује 5 до 15 пута боље перформансе најјачих графичких картица своје генерације у односу на најјаче процесоре своје генерације. Јаз између брзина је највећи 2009. године када се и појавило рачунање опште намене на графичким картицама.

Увођење фамилије „Xeon“ процесора базираним на „Sandy Bridge“ архитектури 2012. године и „Dual-Issue“ јединице за операције над рационалним бројевима од стране „Haswell“ 2014. године довело је до смањења овог јаза између процесора и графичких картица. Увођење „NVIDIA Pascal“ архитектуре је опет проширило овај јаз. Оно што није у потпуности приказано на овим дијаграмима је чињеница да су реалне перформансе

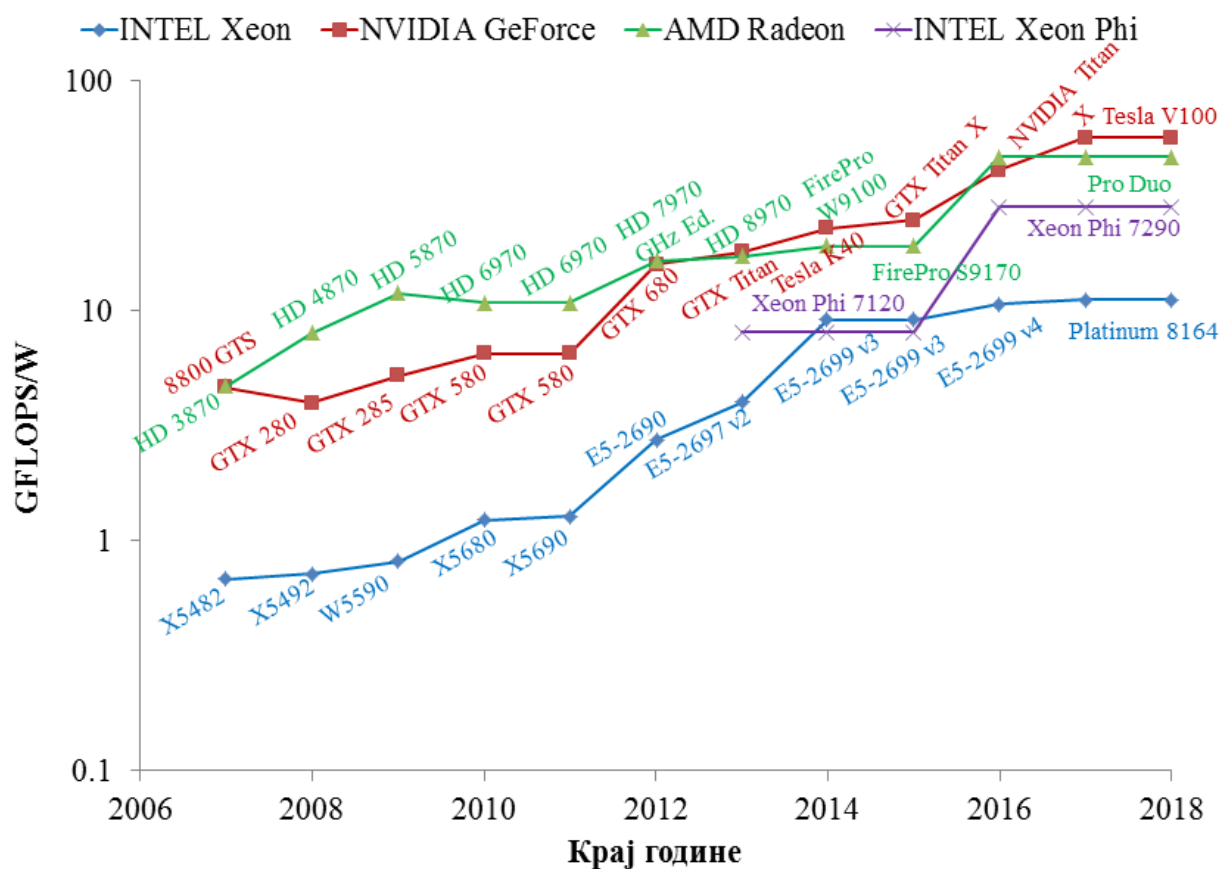
графичких картица често слабије од теоретских, док то није у тој мери заступљено код процесора. Али и када би се и то узело у обзир и даље би графичке картице биле за нијансу брже. Фамилија „Хеон Phi“ процесора се по перформансама налази између графичких картица и процесора када су у питању операције над рационалним бројевима једноструке прецизности, док је за операције над рационалним бројевима двоструке прецизности „Хеон Phi“ доста ближи по перформансама графичким картицама.



Слика 2.3 – Поређење перформанси између процесора и графичких картица за операције над рационалним бројевима двоструке прецизности

Разлика у перформансама између брзина извршавања операција над рационалним бројевима једноструке и двоструке прецизности код графичких картица може бити и реда фактора 32. Ово се у великој мери разликује од процесора где та разлика може бити реда фактора 2. Процесори по перформансама у великој мери приближавају графичким картицама када се пореде операције над рационалним бројевима двоструке прецизности од 2014. године и појаве „Haswell“ архитектуре.

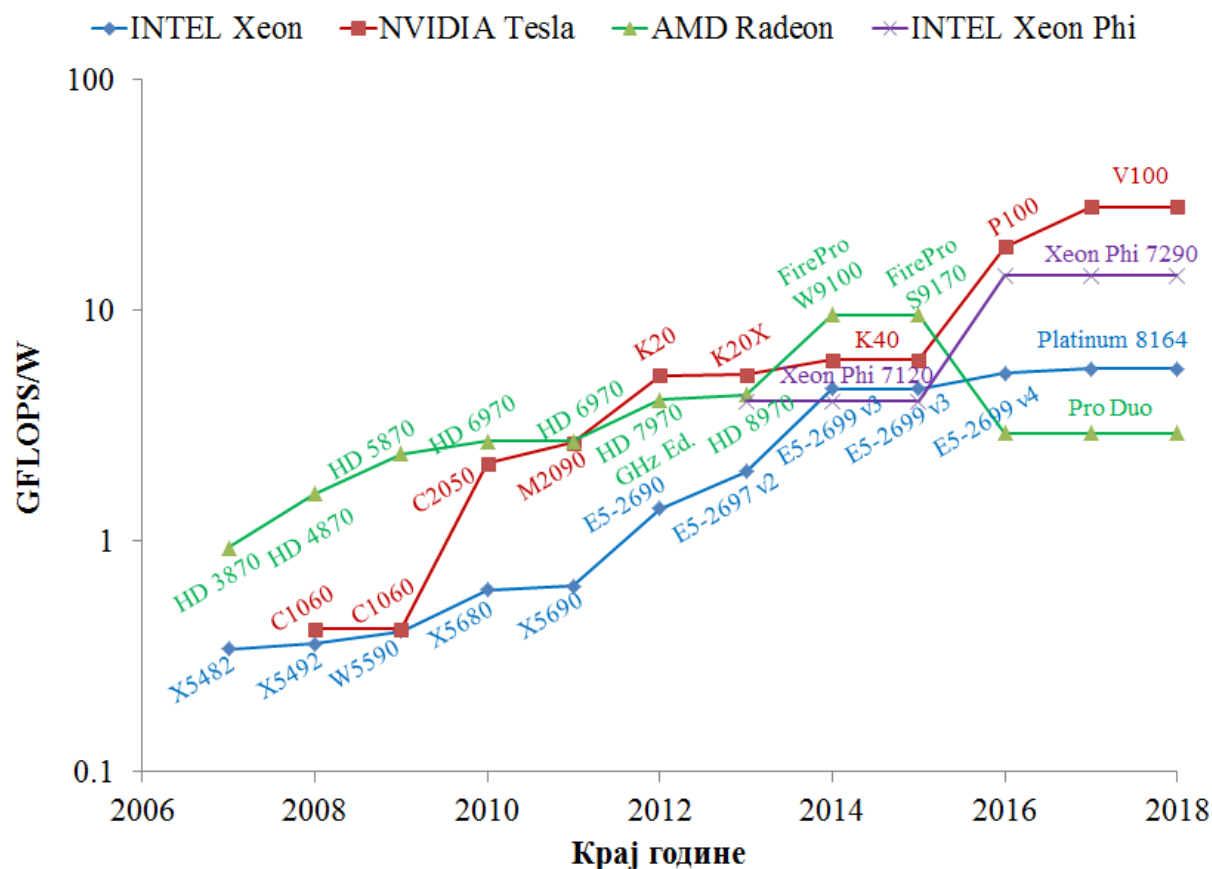
Још једна занимљива чињеница је да 2008. године графичке картице нису биле способне да се изборе са рационалним бројевима двоструке прецизности и било је потребно 2 године како би се увидела значајна разлика у поређењу са процесором. Такође, „AMD“ је имао значајну предност у односу на „NVIDIA“ у том временском периоду. Данас су процесори са два сокета око 3 пута спорији у односу на графичке картице и „Xeon Phi“ када се пореде теоретске брзине извршавања операција над рационалним бројевима двоструке прецизности. Све три архитектуре „AMD GPU“, „NVIDIA GPU“ и „INTEL Xeon Phi“ дају приближно сличне теоретске перформансе када се пореде операције над рационалним бројевима двоструке прецизности, па је зато важно направити разлику у уложеном труду за развој, одржавање и портабилност саме апликације.



Слика 2.4 – Поређење перформанси између процесора и графичких картица за операције над рационалним бројевима једноструке тачности по јединици утрошене снаге

Како је у данашње време потрошња снаге лимитирајући фактор у рачунарству на сликама 2.4 и 2.5 је приказано поређење перформанси између процесора и графичких

картица за операције над рационалним бројевима са једноструком и двоструком прецизношћу по јединици утрошене снаге респективно.

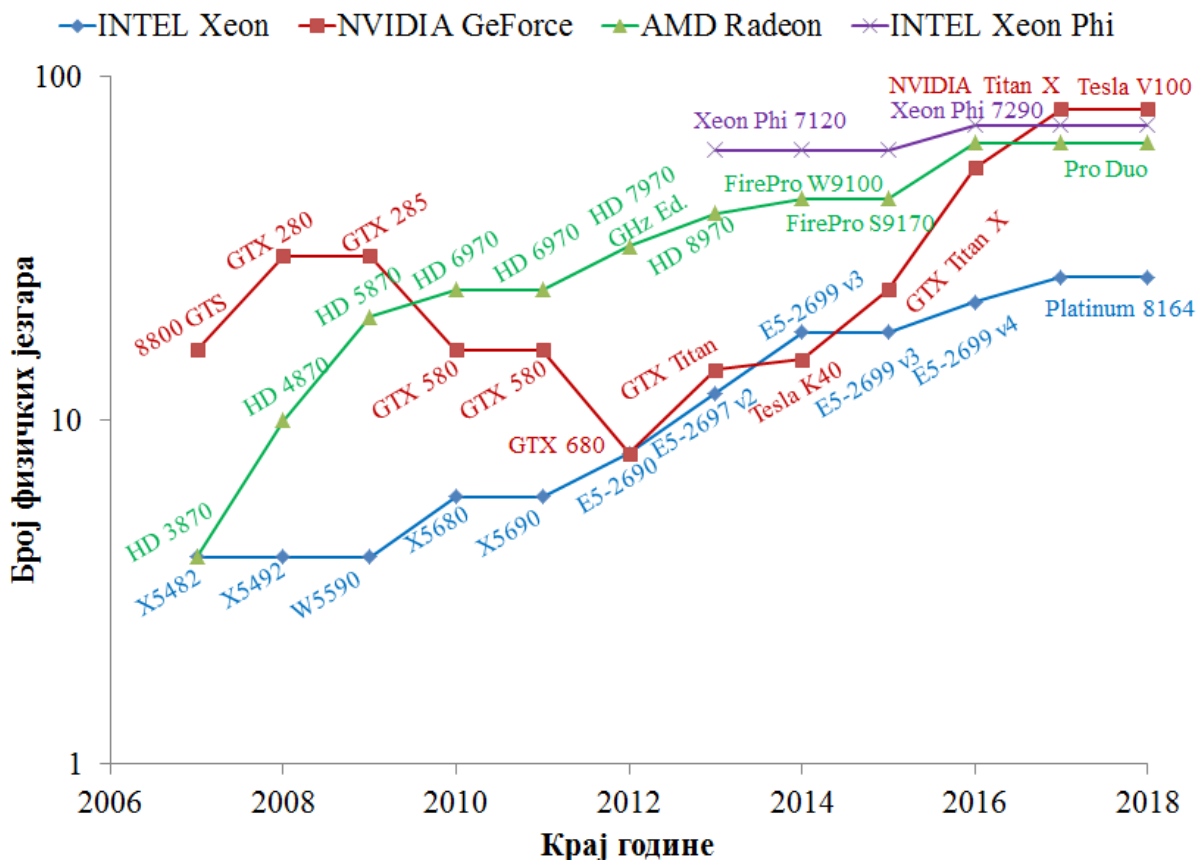


Слика 2.5 – Поређење перформанси између процесора и графичких картица за операције над рационалним бројевима двоструке прецизности по јединици утрошене снаге

Када су у питању масивнији паралелни алгоритми са могућношћу финог паралелизма као што је то случај са множењем густих матрица, графичке картице и „Хеон Phi“ процесори дају 3 до 4 пута бољи однос „FLOPS“ и снаге него процесори опште намене. Јаз у искоришћености снаге је 2016. године мањи него у периоду од 2007. до 2009. године. То је зато што је „Intel“ 2016. године почео да користи шире векторске јединице, до 512 бита и на тај начин направио своју аритметичку јединицу сличну оној у графичким картицама. Управо због тога се не очекује да се овај јаз повећава у будућности.

Одговор на питање како дефинисати и поредити језгра у процесору и графичкој картици није лако дати зато што процесорске јединице код графичких картица нису у потпуности независне једна од друге. Оне представљају паметну екстензију технологије

која је била део векторских рачунара. Због тога, уместо поредити на хиљаде скаларних језгара графичких картица које су део великог „SIMT/SIMD“ језгра са процесорским „SIMD“ језгрима, потребно је поредити „NVIDIA“ мултипроцесоре и „AMD“ рачунарске јединице са процесорским језгрима, као што је то приказано на слици 2.6.

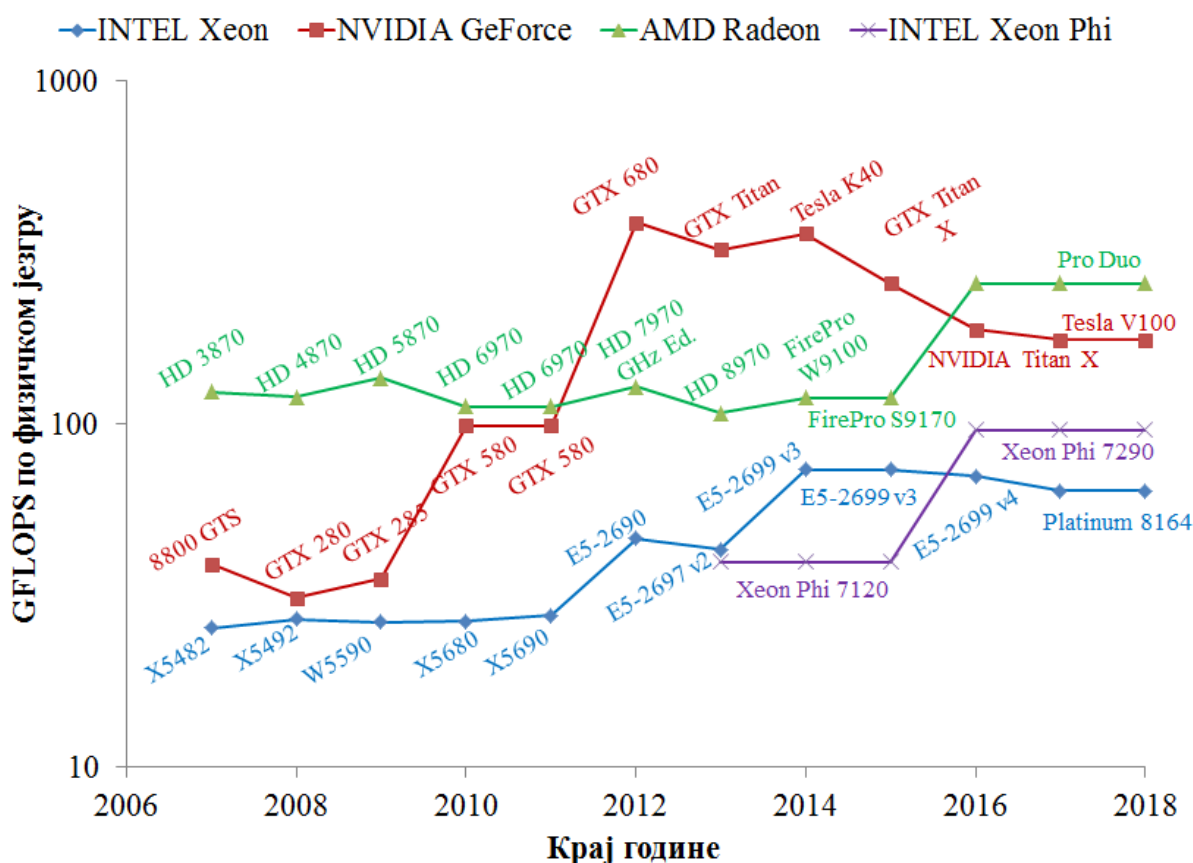


Слика 2.6 – Поређење броја физичких језгара између процесора и графичких картица

Стратегија компаније „NVIDIA“ у периоду између 2010. и 2014. године није била да повећа број мултипроцесора, чак се тај број знатно смањио. Захваљујући томе више процесорских јединица су угњездене у јединствен мултипроцесор. Ово је имало као резултат побољшање перформанси једног мултипроцесора што је било корисно за алгоритме које није било лако скалирати на више мултипроцесора.

Користећи горњу дефиницију језгра за графичке картице на сликама 2.7 и 2.8 је приказано поређење броја „FLOPS“ над бројевима једноструке и двоструке прецизности по физичком језгру између процесора и графичких картица респективно. На дијаграмима за бројеве једноструке прецизности се може уочити веома интересантна архитектонска

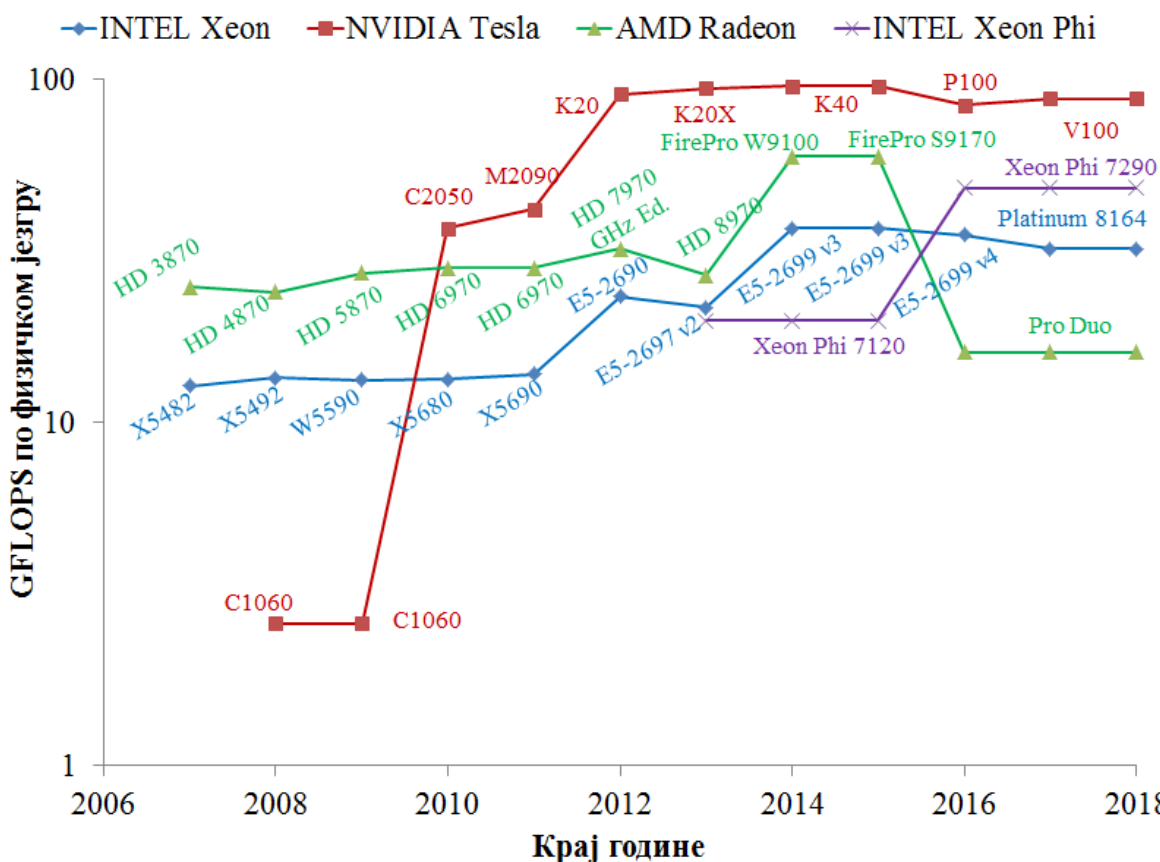
одлука. Док се овај параметар код „AMD“ практично није много мењао током година развоја, код „NVIDIA“ „Fermi“ архитектуре (период од 2010. до 2011. године) и „Kepler“ архитектуре (период од 2012. до 2015. године) приказују значајан раст овог параметра у односу на претходне генерације. Такође, може се јасно уочити да је „Kepler“ архитектура оптимизирана за високе „FLOPS“ код јединственог мултипроцесора. Интересантно је и да су „Maxwell“ и „Pascal“ архитектуре смањиле перформансе појединачног мултипроцесора и фокусирале се на омогућавању већег број мултипроцесора по графичкој картици.



Слика 2.7 – Поређење броја „FLOPS“ над бројевима једноструке прецизности по физичком језгру између процесора и графичких картица

Промене у перформансама по језгру код „Intel“ процесора су лако уочљиве. Појава додатне векторске инструкције са „AVX“ код „Sandy-Bridge“ архитектуре 2012. године и друге јединице за операције над рационалним бројевима код „Haswell“ архитектуре 2014. године су побољшале перформансе процесора два пута. Добре перформансе које је

приказао „Xeon Phi“ процесор могу бити мало изненађење, али треба имати у виду да су се транзистори потрошили на аритметичке јединице а не на кеширање и слично.

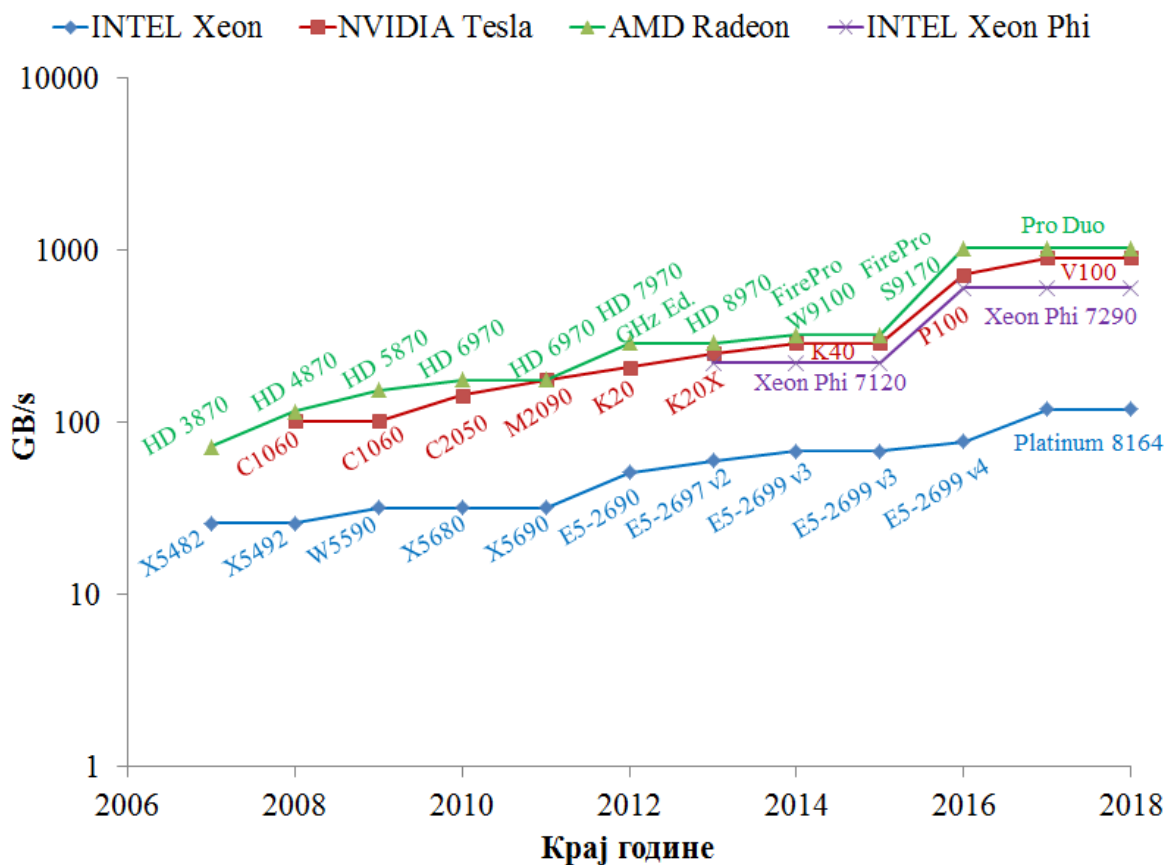


Слика 2.8 – Поређење броја „FLOPS“ над бројевима двоструке прецизности по физичком језгру између процесора и графичких картица

Како би се ефикасно користиле аритметичке јединице подаци морају бити доступни у регистрима. Уколико подаци нису доступни у регистрима или кешу они се морају учитати из оперативне меморије и на крају опет уписати у исту. Ова учитавања и уписи, односно комуникација са оперативном меморијом су уско грло за многе операције које процесори до одређене мере превазилазе са већим кеш меморијама. На слици 2.9 је приказано поређење брзина оперативне меморије између процесора и графичких картица при чему кеширање није узето у обзир.

Са дијаграма се јасно може уочити да се разлика између брзина меморије годинама повећавала. Године 2007. брзина меморије код графичких картица је била око 3 пута већа него код процесора, док је данас та брзина око десет пута већа. Управо је ова брзина

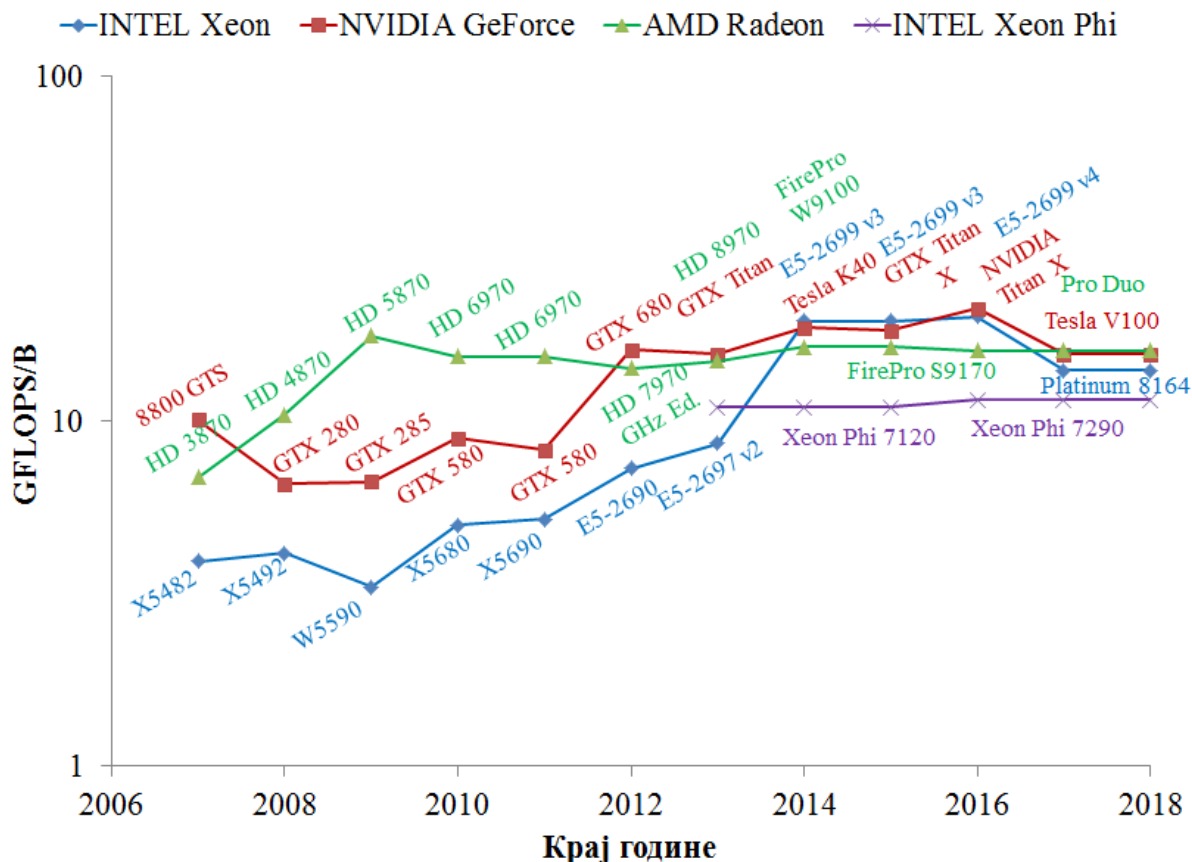
приступа меморији код графичких картица и „Xeon Phi“ процесора једна од главних предности у односу на процесоре опште намене.



Слика 2.9 – Поређење брзина оперативне меморије између процесора и графичких картица

Када год је потребно да се подаци учитају са оперативне меморије како би нахранили аритметичку јединицу појави се значајна неравнотежа која се често назива и зид меморије. На пример, уколико је потребно извршити операцију сабирања над два бафера дужине N и уписати резултат у трећи бафер, а све користећи бројеве двоструке прецизности, потребно је учитати $2N \cdot 8 = 16N$ бајтова података из меморије и уписати $8N$ бајтова података у меморију, користећи на тај начин укупно N аритметичких операција. Ако се игнорише манипулација над адресама приликом учитавања и уписа података из и у оперативну меморију, потребно је обезбедити $1/24$ „FLOPS“ по пренетом бајту података. Чак и операције над ретким и густим матрицама су врло често испод 1 „FLOPS“ по пренетом бајту података.

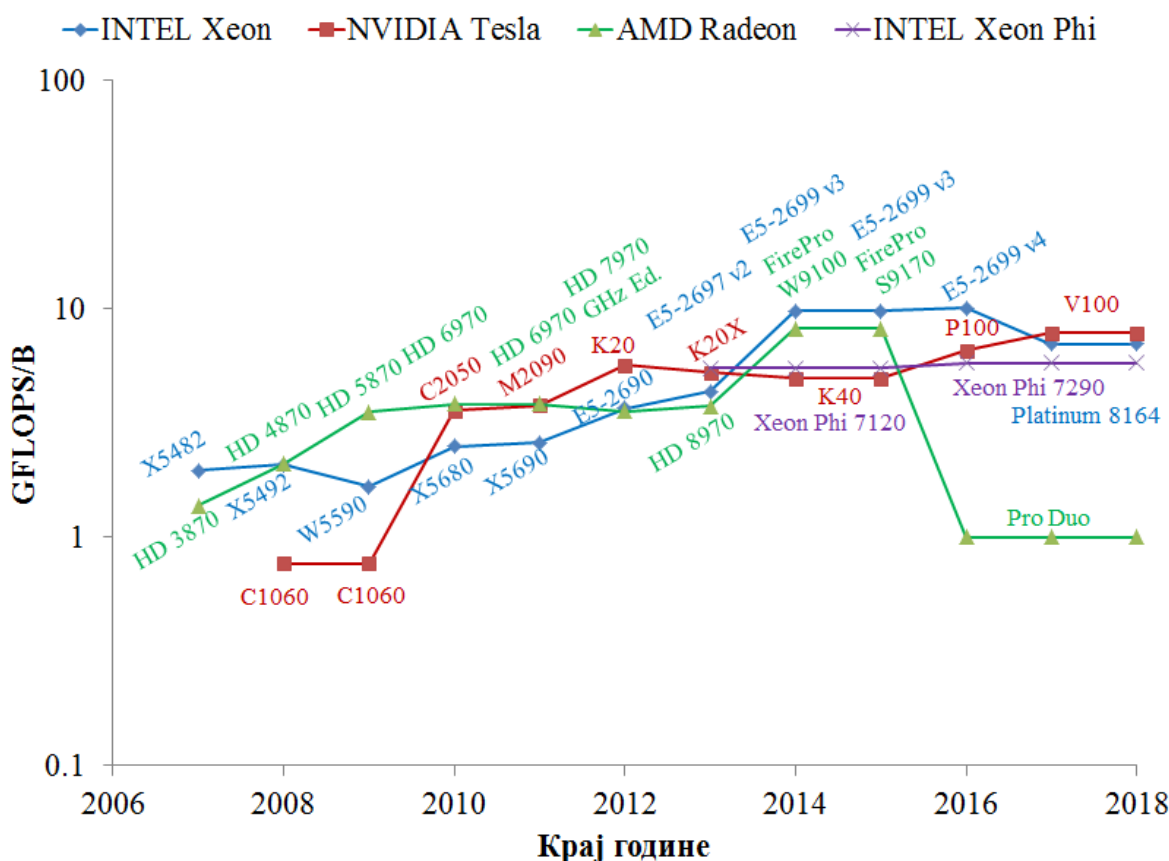
Горе наведено значи да што је већи однос „FLOPS“ по пренетом бајту података само мали број алгоритама може заситити рачунарску јединицу. Како би сви алгоритми постали ограничени брзином рачунања било би потребно имати теоријски бесконачну брзину меморије. Имајући то у виду на сликама 2.10 и 2.11 су приказана поређења броја „FLOPS“ над бројевима једноструке и двоструке прецизности по јединици података респективно.



Слика 2.10 – Поређење броја „FLOPS“ над бројевима једноструке прецизности по јединици података

Са дијаграма се може уочити да и процесори и графичке картице имају веома висок однос „FLOPS“ по јединици података. Ипак процесори имају понајвећи однос „FLOPS“ по јединици података. Ово је у највећој мери због релативно спорих „DDR3/DDR4“ меморијских канала, док графичке картице и „Хеон Phi“ процесори користе „GDDR5/GDDR5X“ меморију која има знатно већу брзину. Без обзира на то тренд великог односа „FLOPS“ по јединици података је лако уочљив. Чак и велике брзине меморије нису

у могућности да смање тај однос, зато што се са сваким додатним GB/s меморијске брзине додаје у најмањем случају исто толико повећање у аритметичким јединицама.

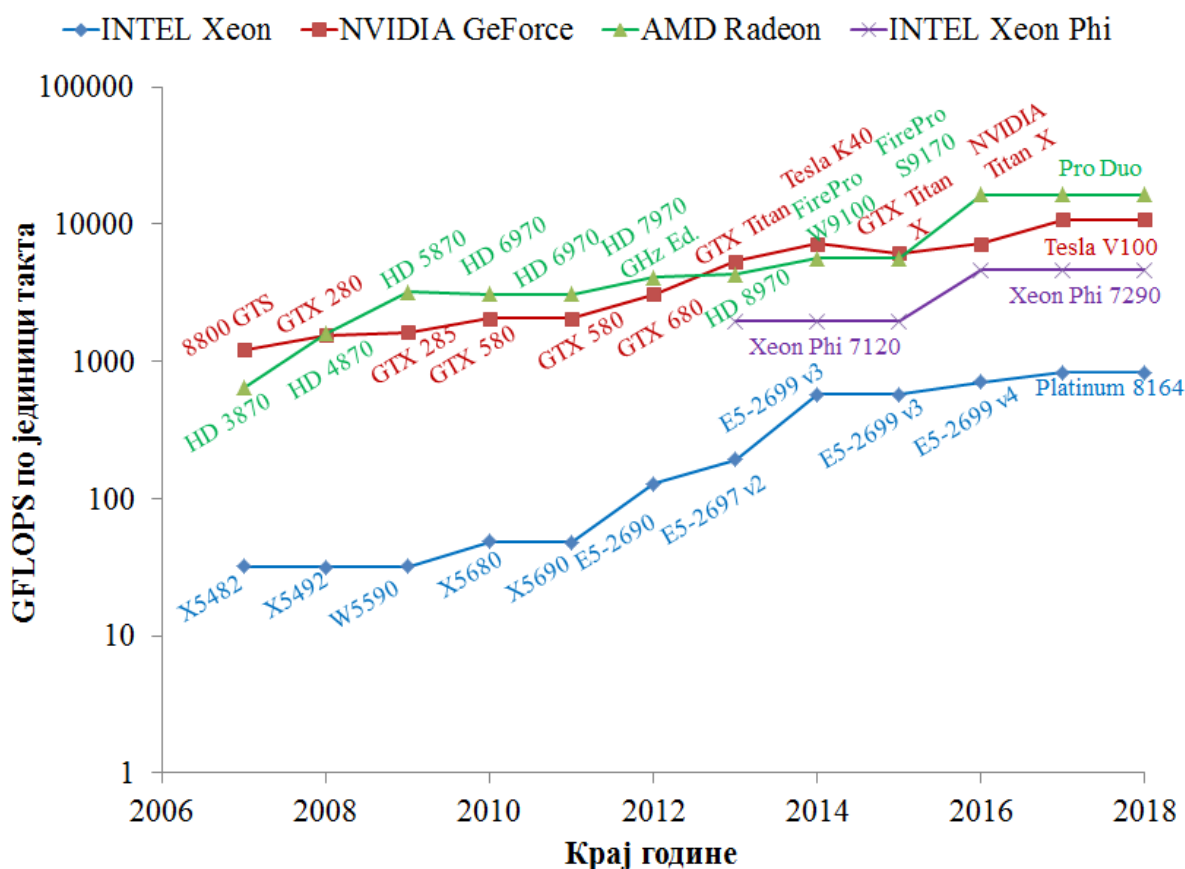


Слика 2.11 – Поређење броја „FLOPS“ над бројевима двоструке прецизности по јединици података

Када се говори о паралелизму обично се мисли на број језгара. На пример 22 језгра које поседује неки процесор звуче као прилично велики број, али не представљају ништа посебно ако се пореде са 3584 процесорске јединице графичких картица. Још једна метрика за паралелизам представља број „FLOPS“ по једном такту. На сликама 2.12 и 2.13 су представљена поређења броја „FLOPS“ над бројевима једноструке и двоструке прецизности по јединици такта респективно.

Дијаграми и за бројеве једноструке прецизности и за бројеве двоструке прецизности показују да су процесори 2016. године достигли по перформансама графичке картице из 2007. и 2008. године. Увођењем „AVX512“ у долазећем „Skylake Xeon“

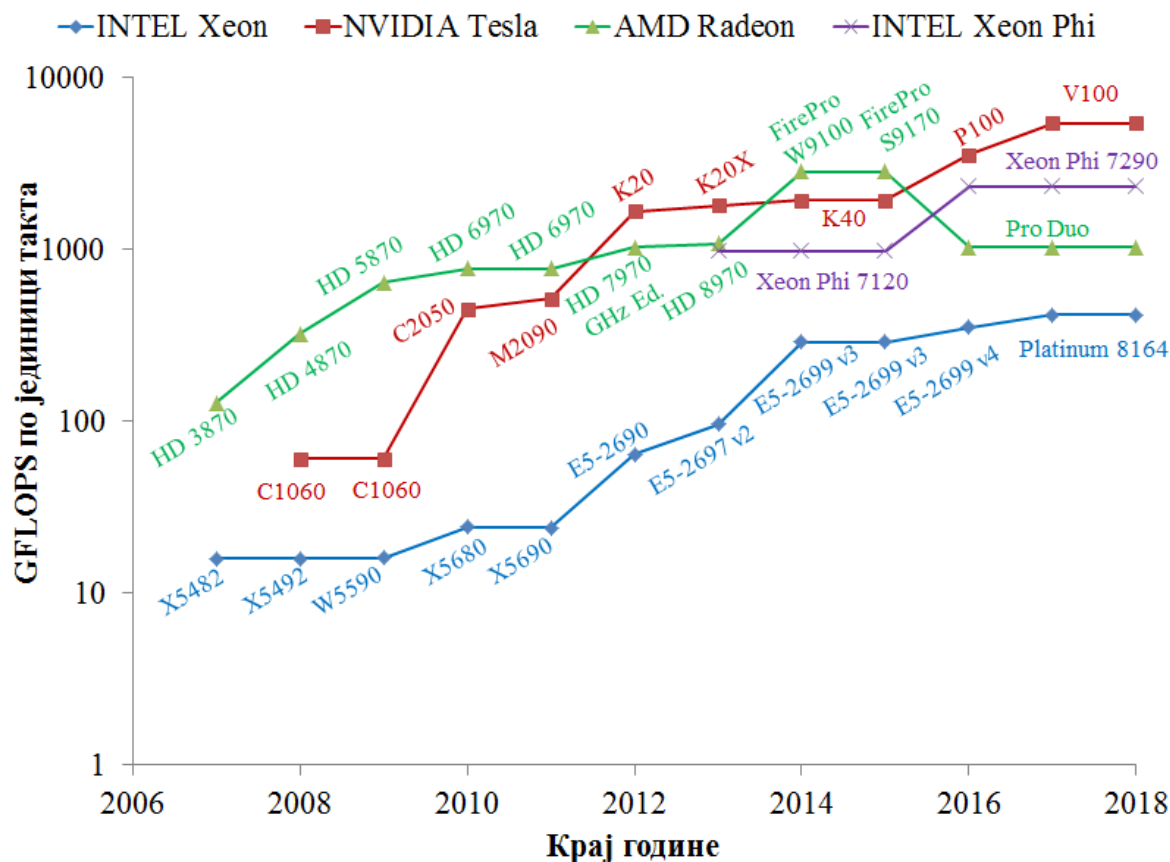
процесору очекује се да се ове перформансе дуплирају и на тај начин практично затвори јаз између процесора, графичких картица и „Хеон Phi“ фамилије процесора.



Слика 2.12 – Поређење броја „FLOPS“ над бројевима једноструке прецизности по јединици такта

Поређење главних хардверских карактеристика између процесора опште намене, графичких картица и „Хеон Phi“ процесора је дало очекиване резултате. Графичке картице и „Хеон Phi“ процесори су бољи за апликације са великим бројем операција над рационалним бројевима.

Графичке картице су коришћене у многим научним истраживањима. Једно истраживање [5] се бавило побољшањем ефикасности графичких картица. Успешно је имплементирано и препознавање лица [6]. Такође су погодне за разне визуализације података [7, 8], регистрацију слика [9], као и за разне алгоритме за сегментацију слика [10, 11, 12, 13, 14, 15].



Слика 2.13 – Поређење броја „FLOPS“ над бројевима двоструке прецизности по јединици такта

2.3. „FPGA“ платформа

„FPGA“ представља интегрисано коло које је дизајнирано на такав начин да се може реконфигурисати од стране корисника. Састоји се из низа програмабилних логичких блокова и читаве хијерархије реконфигурабилних међувеза које омогућавају повезивање између блокова. Детаљнији опис архитектуре „FPGA“ чипова биће приказан у следећем поглављу.

Први „FPGA“ је настао 80-их година прошлог века као резултат рада Роса Фримана и Бернарда Вондершмита [16]. У то време они су радили за компаније „Zilog“ којој су и оставили патент. Након тога су отворили своју компанију „Xilinx“ која данас

представља једног од водећих произвођача „FPGA“ чипова. Први комерцијални „FPGA“ чипови су бројали свега неколико хиљада логичких капија и имали су неколико недостатака у односу на свог конкурента „ASIC“ чипове. Били су спорији, захтевали су више снаге и имали су лимитирану функционалност.

Индустрија „FPGA“ чипова се полако развијала током 90-их година прошлог века. Године 1992. „Naval Surface Warfare“ центар је завршио пројекат који је омогућио да имамо „FPGA“ чип са 600 000 логичких капија. У том периоду „FPGA“ чипови су се највише користили у рачунарским мрежама и телекомуникацијама. До касних 90-их година прошлог века број логичких капија на „FPGA“ чиповима је порастао до реда милиона чиме су нестали многи недостаци у поређењу са „ASIC“ чиповима. Године 2013. је изашао чланак који тврди да „Xilinx UltraScale FPGA“ поседује 50 милиона еквивалентних „ASIC“ логичких капија [17].

Данас се „FPGA“ чипови могу користити у великом броју апликација као што су обрада слика, базе података, роботика, видео записи високе резолуције и слично. Различите серије „FPGA“ чипова су предодређене за различите апликације тако што им се прилагођавала количина доступних ресурса на самом чипу.

У циљу поређења перформанси између два „FPGA“ чипа потребно је поредити количину ресурса на самим чиповима. Не би било поштено поредити број операција над рационалним бројевима у јединици времена, где би „FPGA“ чипови свакако били знатно слабији од својих конкурената графичких картица и процесора, зато што се за рачунање на „FPGA“ чиповима врло ретко користе рационални бројеви. Разлог томе је што операције над рационалним бројевима одузимају велику количину хардверских ресурса са самог „FPGA“ чипа. Како би се то превазишло, односно како би се направила конкурентна апликација која ће се извршавати на „FPGA“ чипу, потребно је претходно анализирати саму апликацију и одредити коју прецизност она захтева. Након тога треба ту прецизност пресликати на одговарајуће бројеве са фиксним зарезом, пошто операције над бројевима са фиксним зарезом користе знатно мање ресурса на „FPGA“ чипу.

Поређећи „FPGA“ чипове са графичким картицама и процесорима можемо закључити да „FPGA“ чипови имају знатно лошије перформансе ако се посматра број операција над рационалним бројевима у јединици времена. Такође, дизајни за „FPGA“

чипове нису толико компатибилни као дизајни за графичке картице и процесоре, односно потребно је уложити знатно више труда како би се апликација која је радила на једном моделу „FPGA“ чипа пребацила да ради на другом моделу. Поред тога може се рећи и да је сам развој апликација за „FPGA“ чипове тежи него за графичке картице и процесоре. Ипак са појавом програмских језика као што је „MaxJ“ тај јаз се све више смањује. На крају и цена графичких картица је знатно нижа него цена „FPGA“ чипова.

И поред горе наведених недостатака „FPGA“ чипова у односу на графичке картице и процесоре они имају и низ предности које им омогућавају тако широку употребу. Алгоритми имплементирани на „FPGA“ чиповима имају знатно мању латенцију коју је лако и одредити приликом дизајнирања саме апликације. Због тога се између осталог „FPGA“ чипови доста користе у мрежној опреми и телекомуникационим уређајима. Такође, однос „FLOPS“ по утрошеној јединици снаге је 3-4 пута бољи код „FPGA“ чипова него код графичких картица. „FPGA“ чипови могу и да имплементирају и знатно већи број интерфејса него графичке картице које раде само преко „PCIe“ магистрале. Они такође могу радити преко „PCIe“ магистрале али теоријски могу остварити и конекцију према било ком другом уређају који има одређени стандард за комуникацију. На крају и димензије самих платформи са „FPGA“ чиповима су знатно мање, пошто они раде на знатно нижој фреквенцији па се самим тим и знатно мање греју и због тога није потребно предузимати велике додатне мере за њихово хлађење.

„FPGA“ чипови су и предмет многих научних истраживања. На њима је могуће успешно имплементирати алгоритам за препознавање лица [18]. Успешно је дизајниран хибридни систем који се састојао из „FPGA“ чипа и централне процесорске јединице који је на енергетски ефикасан начин вршио повраћај шифри [19]. Такође, ови чипови се врло често користе и за сегментацију слика [20, 21, 22, 23].

2.4. Закључак

Свака од поменутих платформи за убрзавање алгоритама захтева одговарајуће познавање исте како би се могла остварити жељена побољшања перформанси. За неке од

њих као што су процесори опште намене се могу користити добро познати програмски језици, док су „FPGA“ чипови можда и најтежи за програмирање, пошто захтевају како познавање хардверских језика тако и познавање самог хардвера.

Могућност убрзавања алгоритама помоћу сваке од горе наведених платформи се тешко могу поредити. Поређење перформанси коришћењем броја операција над рационалним бројевима по јединици времена само дају наговештај. Могућност портовања оригиналног софтвера као и промене структуре и тока података су важни фактори који се такође морају узети у разматрање. Код „FPGA“ чипова паралелизам на нивоу пајплајна обећава најбоље резултате, али исто тако захтева адаптирање типова података који се користе у програму и шаблона по којима се приступа подацима. Код графичких картица алгоритама се најбоље убрзава употребом масивних векторских паралелизација. Процесор „Xeon Phi“ који је релативно млад је већ нашао своје место међу акцелераторима апликација и може постати пионир будуће архитектуре процесора.

Са тачке гледишта флексибилности током развоја апликације ове три платформе дају веома различите приступе. Са једне стране имамо процесоре и графичке картице које су релативно веома флексибилне током развоја програмског кода, пошто користе добро познате и на широко прихваћене програмске језике. Насупрот томе имамо „FPGA“ чипове који нуде највећу флексибилност са становишта хардвера.

3.

3. Реконфигурабилна хардверска платформа

Комбинујући архитектуре и технике „HPC“ система са „RDC“ системима могу се постићи огромна убрзања у извршавању великог броја алгоритама [24]. Упознавањем реконфигурабилних хардверских платформи и схватањем њихових могућности за убрзавањем различитих алгоритама могу се постићи додатна побољшања перформанси у поређењу са осталим хардверским платформама. Реконфигурабилне хардверске платформе представљају комбинацију реконфигурабилне логике и процесора опште намене и у највећем броју случаја су базиране на „FPGA“ архитектури. Њихова основна разлика у односу на процесорска решења јесте у промени протока података. Са друге стране, њихова основна разлика у поређењу са сличним хардверским решењима као што је то на пример „ASIC“ јесте могућност динамичке реконфигурације хардвера учитавањем новог дизајна на сам хардвер.

Концепт реконфигурабилног рачунарства постоји још од 60-их година прошлог века када је Џералд Естрин у свом раду предложио концепт рачунара који се састоји из процесора опште намене и реконфигурабилног хардвера [25]. По његовој идеји, централна процесорска јединица би између осталог и контролисала понашање реконфигурабилног хардвера на тај начин што би му прослеђивала на извршавање рачунарски теже задатке као што је на пример обрада слика које би реконфигурабилна јединица извршавала истом брзином као и хардвер специјалне намене. Оног тренутка када се један задатак заврши

централна процесорска јединица би прилагодила хардвер другом задатку. Ово би као резултат дало хибридни рачунар чија би структура била комбинација флексибилног софтвера и брзог хардвера.

Права ренесанса се догодила 80-их и 90-их година прошлог века када су развијене многе реконфигурабилне архитектуре како у академским истраживањима тако и у индустрији. Такви дизајни су били изводљиви захваљујући сталном развоју силиконске технологије који је омогућавао да се и комплексни дизајни имплементирају на једном чипу. Први произведени реконфигурабилни рачунар „Algotronix CHS2X4“ је завршен 1991. године. И поред тога што није доживео комерцијални успех, био је довољно добар да натера компанију „Xilinx“ да га купи.

Сталним повећавањем броја логичких јединица на „FPGA“ чиповима омогућено је да се чак и велики и комплексни алгоритми портују на сам „FPGA“ чип. Прикључивање таквог „FPGA“ чипа на модерне процесоре преко магистрале велике брзине као што је то „PCIe“ магистрала омогућило је да реконфигурабилан хардвер делује више као копроцесор него као периферни уређај. Ово је довело реконфигурабилно рачунарство у област рачунарства високих перформанси.

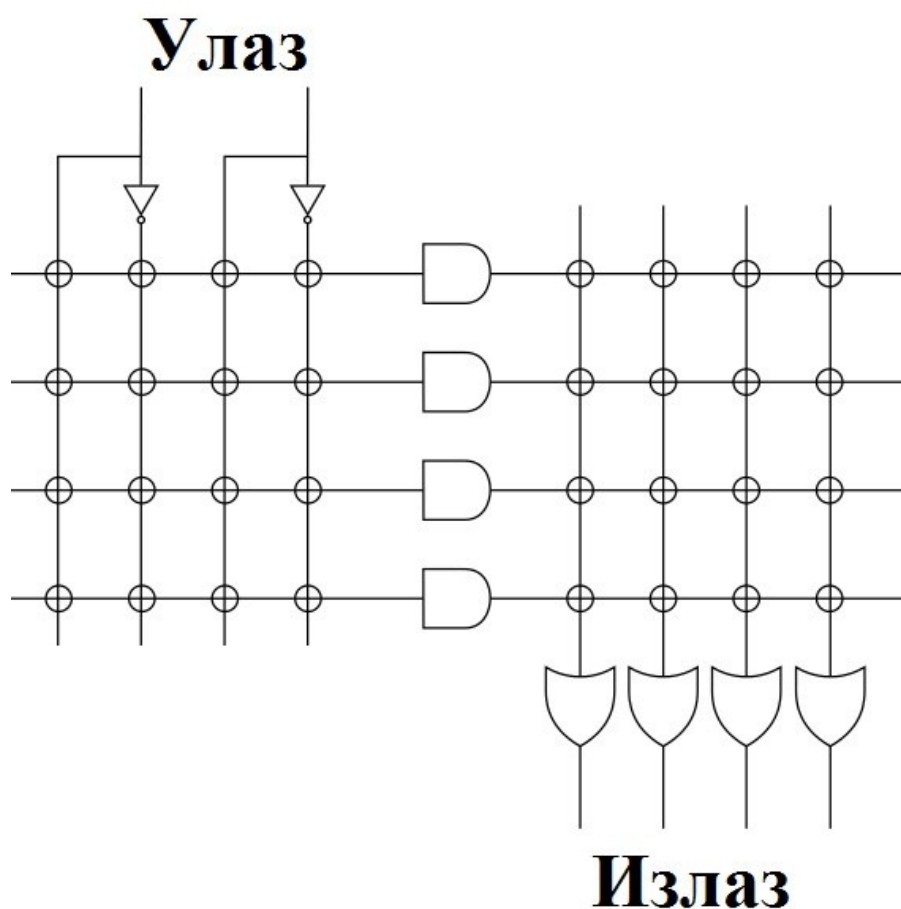
Ова техника хетерогених система је у великој мери била предмет разних истраживања а поготову у области супер-рачунарства. Године 2008. је објављен рад [26] у коме је приказано убрзање од 4 пута и уштеда енергије од такође 4 пута коришћењем реконфигурабилне платформе.

3.1. Архитектура „FPGA“ чипова

Као што је већ речено „FPGA“ чипови представљају интегрисано коло које је дизајнирано на такав начин да се може реконфигурисати од стране корисника након изласка из производње. Сваки „FPGA“ чип се састоји из низа програмабилних логичких блокова и читаве хијерархије реконфигурабилних међувеза чијом се конфигурацијом омогућава повезивање између блокова. Идеја за настанак „FPGA“ чипова потиче од два

уређаја: програмабилних логичких низова („PLA“) и комплексних програмабилних логичких уређаја („CPLD“).

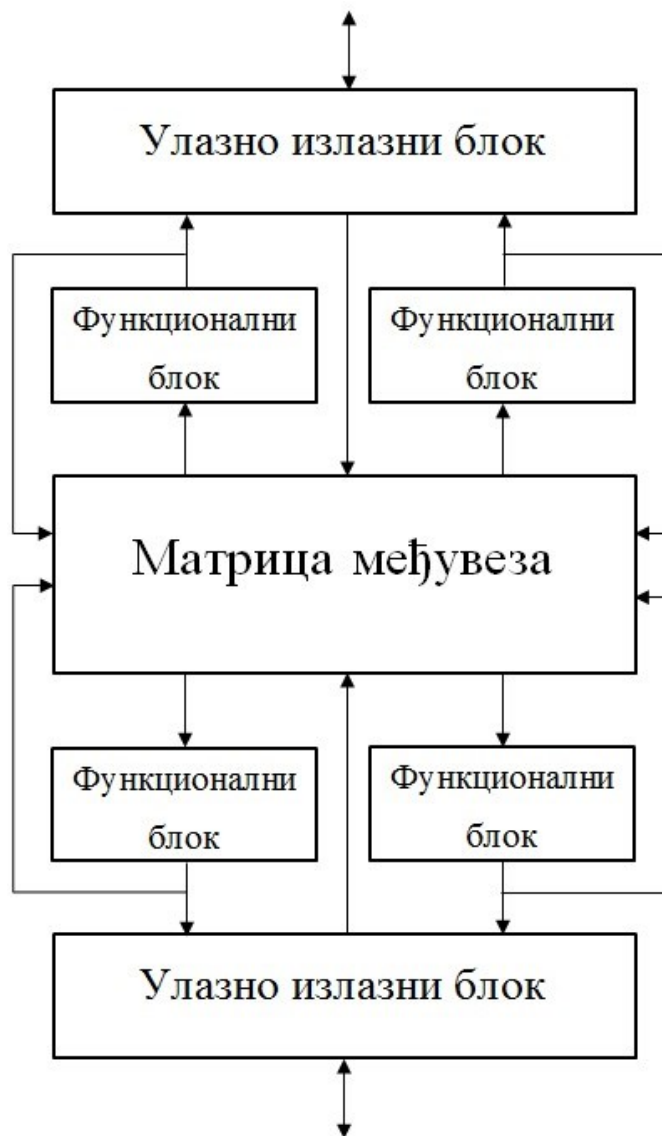
Програмабилни логички низови су се појавили 70-их година прошлог века као једнократно програмабилни чипови чији је задатак био да имплементирају одговарајућу комбинациону логичку функцију. Њихова архитектура је приказана на слици 3.1. Састоје се од низа програмабилних „И“ логичких кола који су повезани са низом „ИЛИ“ логичких кола који се могу програмирати сагоревањем одговарајућих осигурача како би имплементирали одговарајућу табелу стања.



Слика 3.1 – Архитектура програмабилних логичких низова

За „N“ улаза сваки „PLA“ треба да поседује „ 2^N “ „И“ логичких кола, док за „M“ излаза сваки „PLA“ треба да поседује „M“ „ИЛИ“ логичких кола. Из овога се јасно може

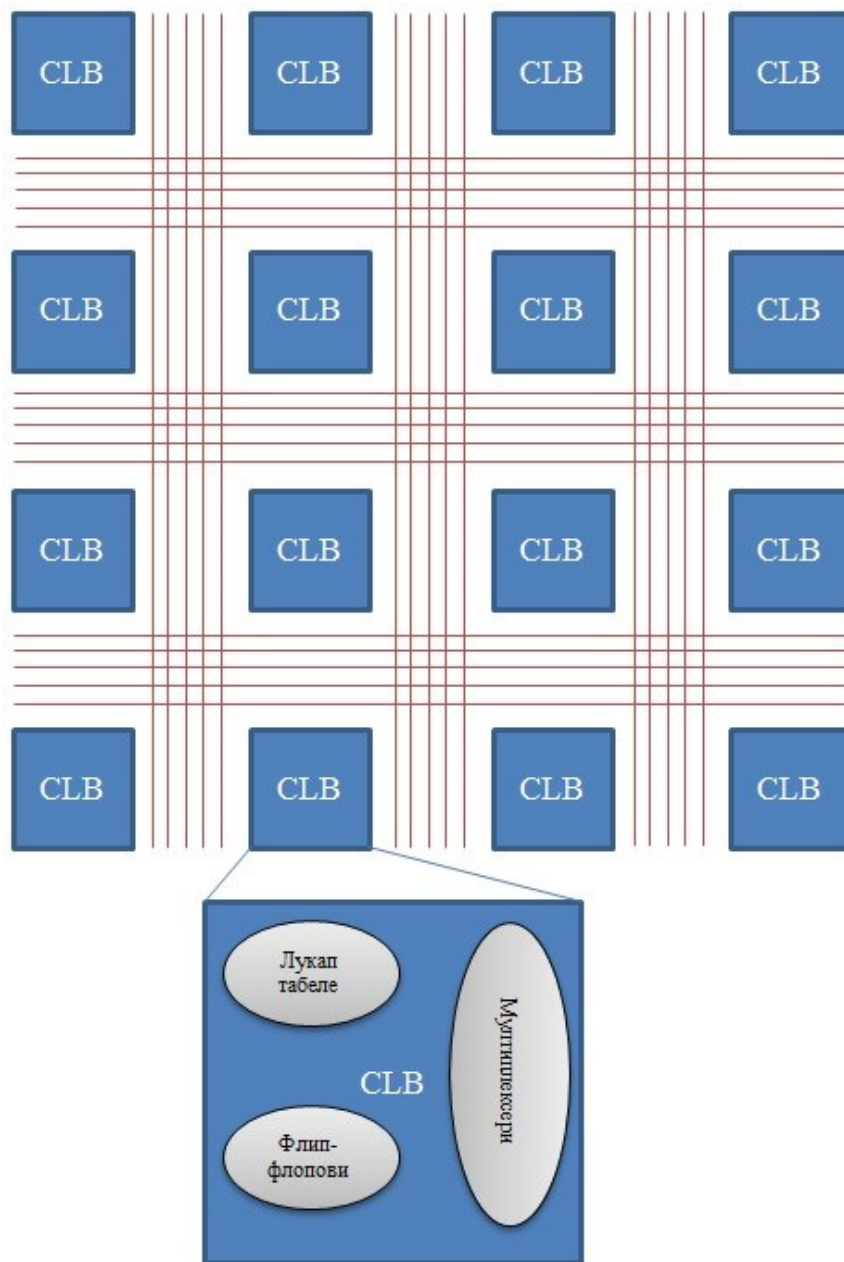
закључити да је главни ограничавајући фактор програмабилних логичких низова управо био број улаза, „И“ и „ИЛИ“ логичких кола.



Слика 3.2 – Архитектура комплексних програмабилних логичких уређаја

Комплексни програмабилни логички уређаји представљају интегрисана кола који су по својој комплексности сложенији од „SPLD“ чипова али су са друге стране простији од „FPGA“ чипова. Њихова архитектура је приказана на слици 3.2. Они се састоје од групе функционалних блокова. Улази и излази ових функционалних блокова су међусобно повезани и граде матрицу међувеза. Та матрица је реконфигурабилна и омогућава мењање веза између функционалних блокова.

Сваки од функционалних блокова у општем случају може имати архитектуру сличну архитектури „PLA“. На тај начин се архитектура „CPLD“ уређаја може посматрати као скуп „PLA“ уређаја повезаних матрицом међувеза. Такође, треба напоменути да сваки произвођач има свој начин размишљања како дизајнирати један функционалан блок.



Слика 3.3 – Интерна архитектура „FPGA“ чипа

Слично као код „PLA“ и „CPLD“ уређаја и „FPGA“ чипови представљају полупроводничке уређаје који се састоје од мноштва логичких блокова са

реконфигурабилним међувезама између њих. На слици 3.3 је приказана општа интерна архитектура „FPGA“ чипова на којој су плавом бојом означени конфигурабилни логички блокови („CLB“) а црвеном бојом означене међувезе између њих које се могу посматрати као канали за рутирање. Ови канали су програмабилни и омогућавају да различити логички блокови комуницирају међусобно.

Последњих година све више и више се имплементирају специфична кола на самом „FPGA“ чипу која су сврсисходна одговарајућим апликацијама. У та кола спадају дигитални процесори сигнала који убрзавају време процесирања тих апликација.

Главна компонента сваког „FPGA“ чипа јесте конфигурабилан логички блок. Милиони оваквих блокова се налазе по данашњим „FPGA“ чиповима. Њихова намена је да имплементирају одговарајућу логичку функцију. Сваки конфигурабилан логички блок се састоји од коначног броја флип-флопова, мултиплексера и лукап табела. Поред конфигурабилних логичких блокова на „FPGA“ чиповима се може налазити и одређени број дигиталних процесора сигнала.

Флип-флопови представљају електрична кола са два стабилна стања, па се често у литератури може наћи и назив бистабилно коло. Та два стања се користе за чување бинарних података, где једно стање представља логичку јединицу, а друго логичку нулу. Флип-флопови спадају у групу синхроних елемената и код њих се стање на излазу, уз одговарајућу промену улазних сигнала, мења под дејством тактног сигнала, односно са доласком активног такт сигнала. У супротном, иако би се променили улазни сигнали, излаз би остао непромењен. Постоје четири основна типа флип-флопова: „SR“, „JK“, „D“, „T“. Понашање сваког од ове четири врсте флип-флопова се може описати карактеристичном једначином која даје следећи излаз у зависности од улазних сигнала и/или тренутног излаза. Поред карактеристичне једначине за опис флип-флопова се може користити и табела стања као и одговарајући дијаграми са основним логичким елементима. Најчешће се дијаграми праве помоћу „НИ“ или „НИЛИ“ логичких елемената, при чему се најчешће користе само „НИ“ логички елементи. Флип-флопови су фундаментални блокови од којих су изграђени дигитални електронски системи који се користе у рачунарству, комуникацијама и многим другим пољима. Они се најчешће користе као елементи за складиштење података.

Мултиплексери представљају уређаје који комбинује неколико аналогних или дигиталних улазних сигнала и прослеђује их у јединствени излаз [27]. Мултиплексирање је општи термин који се користи да опише операцију слања једног или више аналогних или дигиталних сигнала кроз заједничке трансмисионе линије у различитим временским интервалима при различитим брзинама. Уређај који се користи у ту сврху се назива мултиплексер. Он представља комбинационо логичко коло дизајнирано на такав начин да може да бира једну од неколико улазних линија и шаље је на излаз при чему се све то контролише помоћу одговарајућег контролног сигнала. Мултиплексер ради као веома брз ротирајући прекидач са више позиција повезујући више улазних канала један по један у одговарајући излаз. У општем случају селекција улазног канала у мултиплексеру је контролисана од стране додатног скупа контролних улаза, који се још називају и селекциони улази. У зависности од бинарног стања ових селекционих улаза одговарајући улазни канал се повезује директно на излаз. Мултиплексер који има „ 2^n “ улаза поседује „ n “ селекционих линија које се користе како би селектовале који од улаза се прослеђује на излаз [28]. Електронски мултиплексер се може разумети као уређај са више улаза и јединственим излазом [29]. Мултиплексери се најчешће користе како би се повећала количина података која може да се пошаље кроз неку мрежу за одговарајуће време и ширину фреквентног појаса.

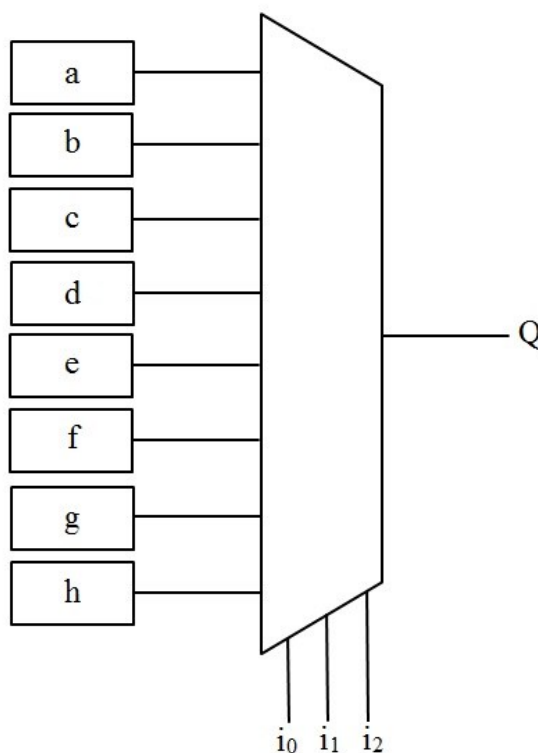
3.1.1. Лукап табеле

Опште је познато да се било које рачунање може представити помоћу Булових једначина. Такође, свака Булова једначина се може представити помоћу табеле стања. Користећи се овим могуће је изградити комплексне структуре које могу имати могућност рачунања различитих аритметичких операција као што су на пример сабирачи и множачи. Користећи се само табелама стања могуће је описати читав алгоритам.

Табела стања се може сматрати рачунарским језгром „FPGA“ чипа. Један хардверски елемент који може лако имплементирати табелу стања јесте лукап табела. Лукап табела дозвољава рачунару да апроксимира функцију или једначину без извршавања комплексног рачунања или других напредних математичких операција. Она

представља низ који замењује рачунање у реалном времену са простијим низом индексираних операција. На овај начин би требало остварити велику уштеду у времену процесирања пошто је дохватање вредности из меморије у највећем броју случајева брже од релативно скупог рачунања и улазно излазних операција.

Табела стања којом је описана лукап табела може бити унапред израчуната и уписана у статичку меморију, може се рачунати приликом иницијализације самог програма или чак може бити смештена на хардверу у платформи која је специфична одређеној апликацији. Лукап табеле се такође доста користе и за валидацију података тако што се подаци из лукап табеле пореде са подацима који се валидирају. „FPGA“ чипови такође доста користе реконфигурабилне, хардверски имплементиране лукап табеле како би омогућили програмабилне функционалности хардвера.



Слика 3.4 – Лукап табела

Са тачке гледишта логичких кола, лукап табеле се могу формирати од N на 1 мултиплексера и N -битне меморије. На слици 3.4 дат је приказ типичног изгледа лукап табеле са 3 улаза. Већина данашњих „FPGA“ чипова је почела да користи лукап табеле као

фундаментални елемент. Најчешће се користе лукап табеле са 4 или 6 улаза, али због једноставнијег објашњења на слици 3.4 је приказана лукап табела са 3 улаза. Принцип рада већих лукап табела је исти.

Табела стања за лукап табелу са слике 3.4 је приказана у табели 3.1. У меморијске локације „a“, „b“ до „h“ су уписане одговарајуће вредности и оне се ишчитавају и прослеђују на излаз зависно од улазних сигнала.

Табела 3.1 – Табела стања лукап табеле

i_2	i_1	i_0	Q
0	0	0	a
0	0	1	b
0	1	0	c
0	1	1	d
1	0	0	e
1	0	1	f
1	1	0	g
1	1	1	h

И поред тога што се лукап табеле сматрају најмањим јединицама комерцијалних „FPGA“ чипова, величина лукап табеле у сваком логичком блоку је детаљно истраживана [30]. Са једне стране веће лукап табеле би омогућиле да се више комплексне логике смести по једном логичком блоку, што би за резултат имало смањивање кашњења између логичких блокова пошто би их било потребно знатно мање. Међутим, то би такође довело и до споријег рада лукап табеле због тога што би она у том случају захтевала веће мултиплексере. Са друге стране мање лукап табеле би захтевале да дизајн користи већи број логичких кола што би повећало кашњење између њих док би у исто време смањило кашњење унутар самог логичког блока. Тренутно се најчешће користе лукап табеле са 4 и 6 улаза пошто оне дају најбоље резултате за горња поређења.

Још једно важно питање које је детаљно проучено јесте и количина лукап табела по логичком блоку [31]. Са повећањем броја лукап табела по логичком блоку може се у

великој мери смањити латенција. Већина данашњих комерцијалних „FPGA“ чипова садржи велики број лукапа табела у оквиру једног логичког блока.

3.1.2. Дигитални процесори сигнала

Дигитални процесор сигнала представља микропроцесор чија је архитектура оптимизована за потребе дигиталне обраде сигнала. Они на улаз добијају дигитализоване реалне сигнале као што су на пример говор, аудио, видео, температура, притисак и слично и врше одговарајуће математичке манипулације над њима. Дигитални процесори сигнала су тако дизајнирани да основне математичке функције као што су сабирање, одузимање, множење и дељење обављају веома брзо.



Слика 3.5 – Архитектура дигиталног процесора сигнала

Главни циљ дигиталног процесора сигнала у највећем броју случајева је да мери, филтрира или компресује одређени реални континуални сигнал. Већина микропроцесора опште намене би такође могла да изврши дигиталну обраду сигнала успешно, али вероватно не би могла да то изврши довољно брзо тако да испуни захтеве апликација. Такође, дигитални процесори сигнала имају бољу искоришћеност снаге, па су самим тим

боље решење за портабилне уређаје као што су то на пример мобилни телефони. Дигитални процесори сигнала врло често користе и специјалну меморијску архитектуру која им дозвољава да дохватају више података или инструкција у једном временском тренутку.

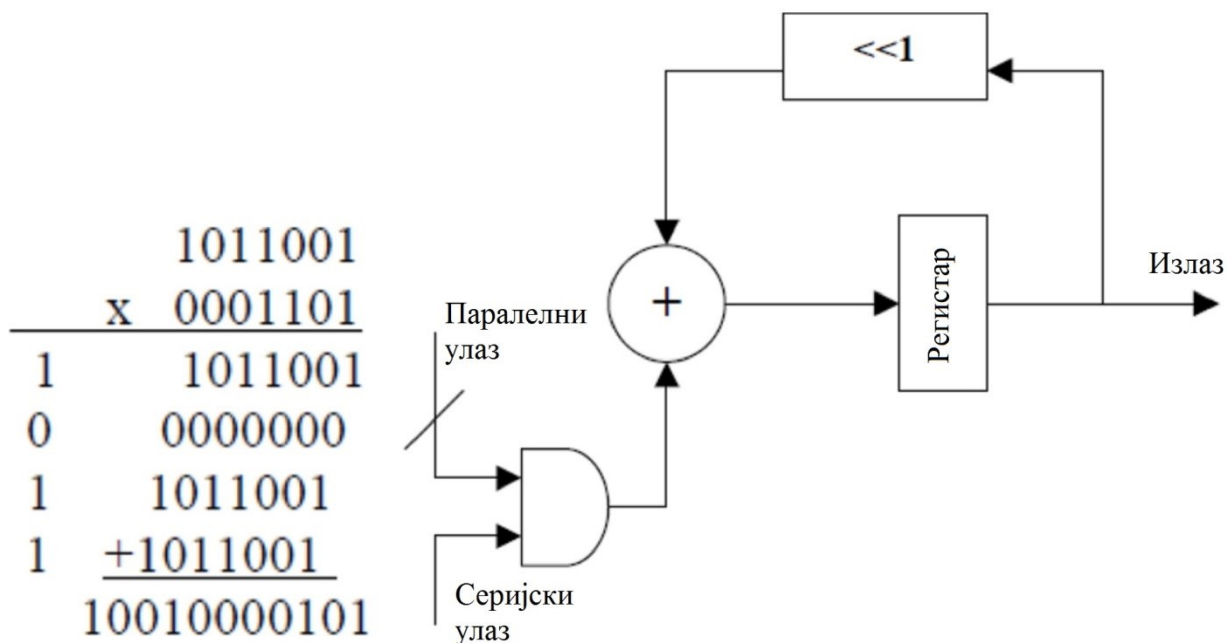
Поједностављена архитектура дигиталног процесора сигнала је приказана на слици 3.5. Као што се са слике може уочити он се састоји из рачунарског језгра, програмске меморије и меморије за податке и улазно – излазног сегмента. Рачунарско језгро је централни елемент дигиталног процесора сигнала. Оно има за задатак да извршава математичке операције, различита рачунања и процесе тако што ће инструкције прикупљати из програмске меморије а улазне податке из меморије за податке. Меморија за податке складишти улазне податке над којима се врши обрада. Програмска меморија складишти инструкције које дигитални процесор сигнала користи како би извршио одговарајућу обраду података. Обе ове меморије, програмска и меморија за податке, раде у паралели једна са другом. Улазно – излазни сегмент се може користити за различите ствари зависно од области у којој је примењен дигитални процесор сигнала. Може се користити као екстерни порт, серијски порт, тајмер, али углавном се користи као интерфејс са спољашњим светом.

3.1.3. Множачи

Множење представља једну од основних операција код огромне већине апликација. Оно у суштини представља операцију која комбинује операције сабирања и померања. Уређаји који врше операцију множења се називају множачи. Иако на први поглед делују као једноставни уређаји, они могу да користе поприличан број логичких кола тако да постоји доста варијација на тему како их имплементирати.

На слици 3.6 је приказан скалирајући акумулаторски множач. Он узима први множилац као паралелни улаз а други множилац као серијски улаз. Прво врши логичку „И“ операцију над првим множиоцем и првим битом другог множиоца. Резултат ове операције се итеративно помера за један бит и сабира са претходним резултатима.

Овај множач је представљен полу паралелним полу серијским алгоритмом. Захтева мање логике него неки чисто паралелни алгоритми. Потребно му је „N“ тактова да би произвео резултат, где „N“ представља ширину множилаца. Бит највеће или бит најмање тежине се може користити у зависности од смера померачког регистра.



Слика 3.6 – Скалирајући акумулаторски множач

Множачи могу бити изграђени и само простим коришћењем лукап табела. У том случају они представљају само блок меморије који садржи све могуће комбинације множења за одговарајући тип множилаца односно за одговарајућу ширину множилаца. Једна таква табела која представља лукап табелу са 6 улаза за множаче 3x3 бита је приказана у табели 3.2.

Ова лукап табела мора да садржи по један адресни бит за сваки од битова сваког од множилаца. Основни недостатак ове врсте множача јесте што величина лукап табеле расте експоненцијално. Ипак, ови множачи имају веома брз одзив, пошто се читаво рачунање своди на приступ једној меморијској локацији.

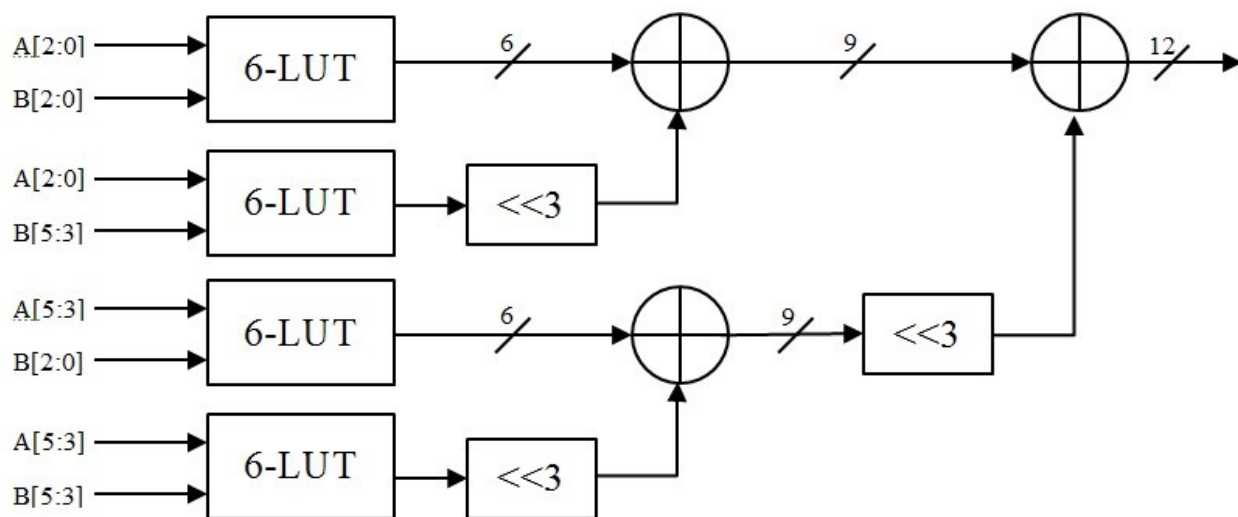
„LUT“ множачи парцијалних производа користе технику множења сличну ручној техници множења која се учи у основној школи. Изводећи множење једне по једне цифре

и померајући и сабирајући парцијалне производе величина лукап табела се значајно смањује у односу на претходну технику.

Табела 3.2 – Лукап табела 3x3 бит множења

	000	001	010	011	100	101	110	111
000	000000	000000	000000	000000	000000	000000	000000	000000
001	000000	000001	000010	000011	000100	000101	000110	000111
010	000000	000010	000100	000110	001000	001010	001100	001110
011	000000	000011	000110	001001	001100	001111	010010	010101
100	000000	000100	001000	001100	010000	010100	011000	011100
101	000000	000101	001010	001111	010100	011001	011110	100011
110	000000	000110	001100	010010	011000	011110	100100	101010
111	000000	000111	001110	010101	011100	100011	101010	110001

На слици 3.7 је приказан пример „LUT“ множача парцијалних производа где су коришћени улази ширине 6 бита помоћу лукап табела 3x3 бита приказаних у претходном примеру. Лукап табеле су дуплиране како би се омогућило истовремено рачунање парцијалних производа. Парцијални производи се затим по потреби померају коришћењем померачког регистра и међусобно сабирају. Како би се сабирање извршило са минималним кашњењем користи се стабло за сабирање.



Слика 3.7 – „LUT“ множач парцијалних производа

Лукап табела из овог примера се може заменити било којом другом врстом множача пошто се она управо користи како би извршила парцијално множење. Ово даје и увид у то како је могуће комбиновати множаче произвољне ширине множилаца у циљу прављења великих множача.

Како је већ речено дигитални процесори сигнала се могу користити у циљу бржег извршавања операција сабирања, одузимања, множења или дељења. Управо због тога врло често се дигитални процесори сигнала који се налазе на самом „FPGA“ чипу користе управо као множачи.

3.2. „Maxeler“ реконфигурабилна платформа

„Maxeler“ реконфигурабилна платформа ради на принципу протока података који представља револуционарни начин извршавања рачунања у потпуности различитог од начина рачунања код процесора опште намене који раде на принципу контроле протока. Централни део „Maxeler“ реконфигурабилне платформе представља „FPGA“ чип.

3.2.1. Архитектура рачунара базирана на контроли протока

Рачунари који раде на принципу фон Нојманове архитектуре, односно архитектуре базиране на контроли протока, дохватају инструкције и податке из меморије, извршавају одговарајуће операције описане инструкцијама и уписују резултате назад у меморију. Архитектура рачунара базирана на контроли протока је приказана на слици 3.8.

Код софтверских апликација програмски код се трансформише у листу инструкција за одговарајући процесор. Та листа инструкција се затим учитава у меморију која се налази поред процесора. Подаци и инструкције се читају из меморије у процесорско језгро у коме се извршавају операције и њихов резултат се уписује назад у меморију. Модерни процесори данас поседују више нивоа кеширања и предикциону логику како би

унапредили ефикасност архитектуре базиране на контроли протока али и поред тога главни недостатак ове архитектуре је да свако извршавање инструкције захтева циклично приступање меморији што за резултат има велики број трансфера података између централне процесорске јединице и меморије.

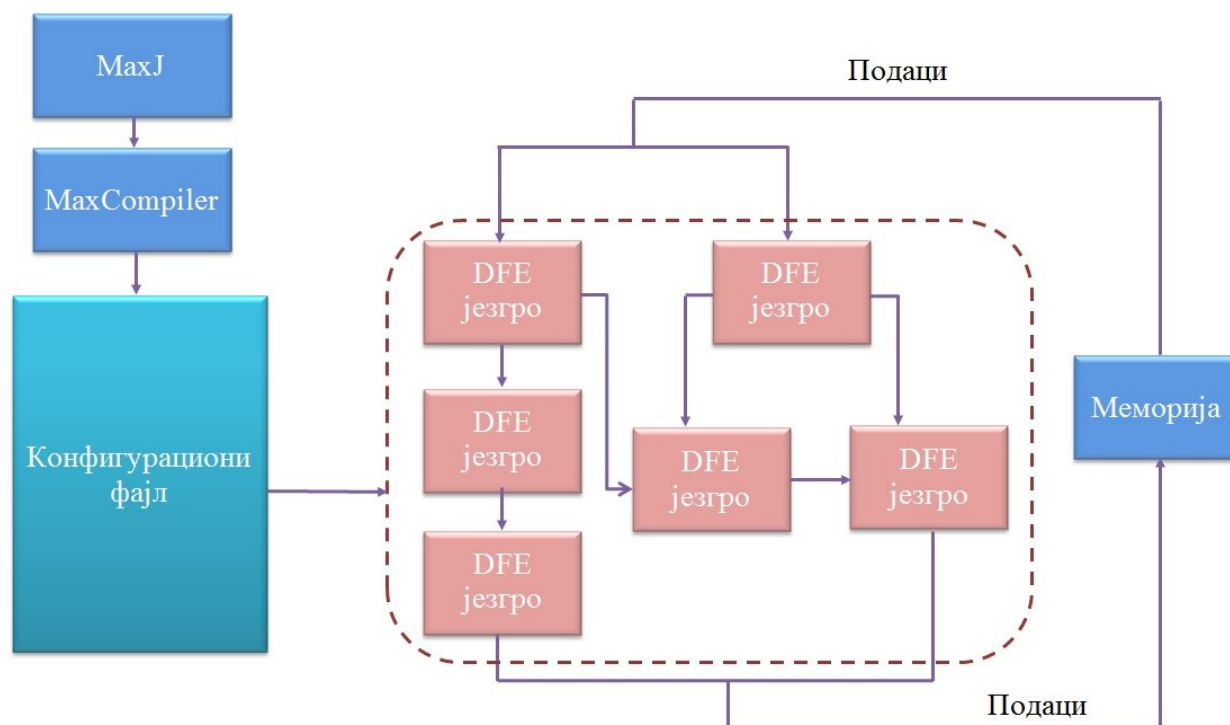


Слика 3.8 – Архитектура рачунара базирана на контроли протока

3.2.2. Архитектура базирана на протоку података

Парадигма у рачунарству која се заснива на протоку података је фундаментално различита од парадигме засноване на контроли протока. Архитектура базирана на протоку података је приказана на слици 3.9. Код ове архитектуре програмски код апликације се трансформише у конфигурациони фајл, односно граф, који описује операције, изглед и конекције у оквиру језгра за проток података. Сваки чвор у том графу извршава одговарајућу операцију и резултат те операције прослеђује следећем чвору у графу чиме се избегава циклични приступ меморији.

Архитектура базирана на протоку података има неке предности и неке недостатке у односу на архитектуру базирану на контроли протока. Главна предност је што се инструкције извршавају у природној секвенци, како подаци пропагирају кроз алгоритам. Такође смањује се и ефекат меморијске латенције пошто подаци путују кроз граф и везани су за онај чвор у графу коме су и потребни. Са друге стране главни недостатак јесте губитак централне контроле пошто је сваки чвор у графу активиран само када су му доступни сви улазни подаци. Такође, чворови у графу морају да користе податке онога тренутка када су им доступни иако им они у том тренутку можда нису ни потребни.



Слика 3.9 – Архитектура базирана на протоку података

Архитектура базирана на протоку података се данас користи у великом броју апликација. Ова архитектура не само да убрзава апликације, већ их прави и енергетски ефикаснијим у поређењу са архитектуром рачунара базираном на контроли протока. То се постиже захваљујући ниској потрошњи снаге језгара за проток података. Језгра за проток података имају ниску потрошњу снаге зато што раде на ниским фреквенцијама, а опште је познато да је потрошња снаге директно пропорциона величини фреквенције.

Фреквенција ових језгара може ићи до неколико стотина MHz, док данашњи процесори раде на фреквенцијама реда неколико GHz.

Ова рачунарска парадигма заснована на протоку података је нашла велику примену и предмет је многих научних истраживања. Користи се у апликацијама за аутоматизацију [32], код дигиталних процесора сигнала [33, 34], у математици за решавање система једначина [35] као и множењу матрица са рационалним бројевима [36]. Нашла је примену и у финансијама [37], вештачким неуронским мрежама [38] и у многим другим областима. Такође се користи и у индустријским апликацијама као што је то на пример пројекат „MORPHEUS“ [39].

3.2.3. Архитектура „Maxeler“ картица

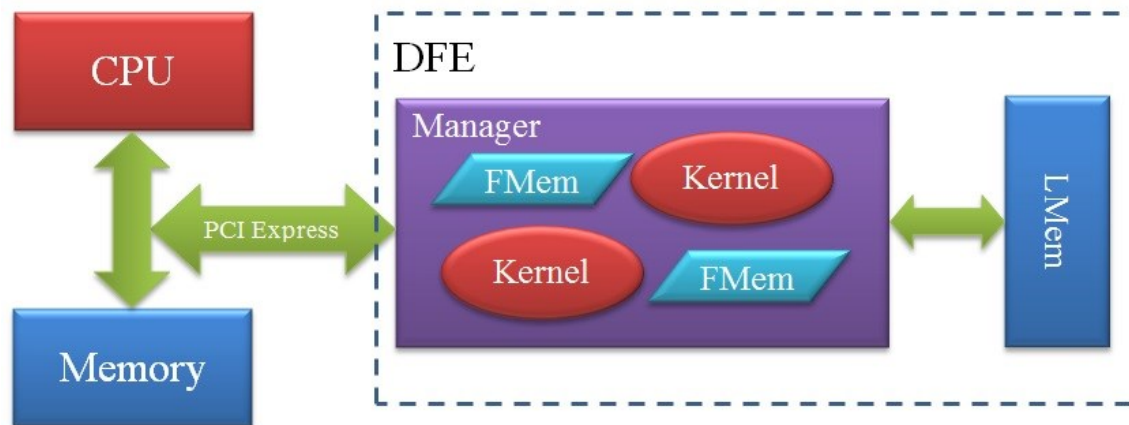
„Maxeler“ је развио своју реконфигурабилну хардверску платформу која користи „FPGA“ чип као централни део који је задужен за рачунање. Општа архитектура „Maxeler“ реконфигурабилне платформе је приказана на слици 3.10. Као што се са слике може уочити „Maxeler“ реконфигурабилна хардверска платформа се састоји од једног или више кернела, менаџера, „FMem“ и „LMem“ меморија и повезана је са централном процесорском јединицом преко „PCIe“ магистрале.

Кернел представља хардверску имплементацију алгоритма и његов главни задатак је да обавља одговарајућа рачунања како подаци пролазе кроз граф. Са друге стране менаџер има за задатак да дефинише начин на који се подаци крећу између кернела, меморије и централне процесорске јединице. Постоје и два типа меморије: брза меморија или „FMem“ и велика меморија или „LMem“.

„FMem“ меморија се налази на самом чипу и може да складишти количину података реда неколико мегабајта. Брзина приступа „FMem“ меморији је изузетно велика, реда терабајта по секунди. Израђена је коришћењем „SRAM“ технологије.

„LMem“ меморија је екстерна меморија и она је знатно већег капацитета. Она може да складишти неколико десетина гигабајта података. Израђена је коришћењем „DRAM“ технологије. Може да се користи као један монолитан меморијски блок што је и

уобичајена употреба, али може и да се подели на више независних меморија са независним адресним простором. Може се конфигурисати тако да се користе сви расположиви меморијски канали али се може и конфигурисати тако да се они користе одвојено. Капацитет сваког независног „LMem“ модула је одређен величином меморијског чипа односно величином једног „DIMM“ који је коришћен што зависи од модела и генерације „Maxeler“ реконфигурабилне платформе.

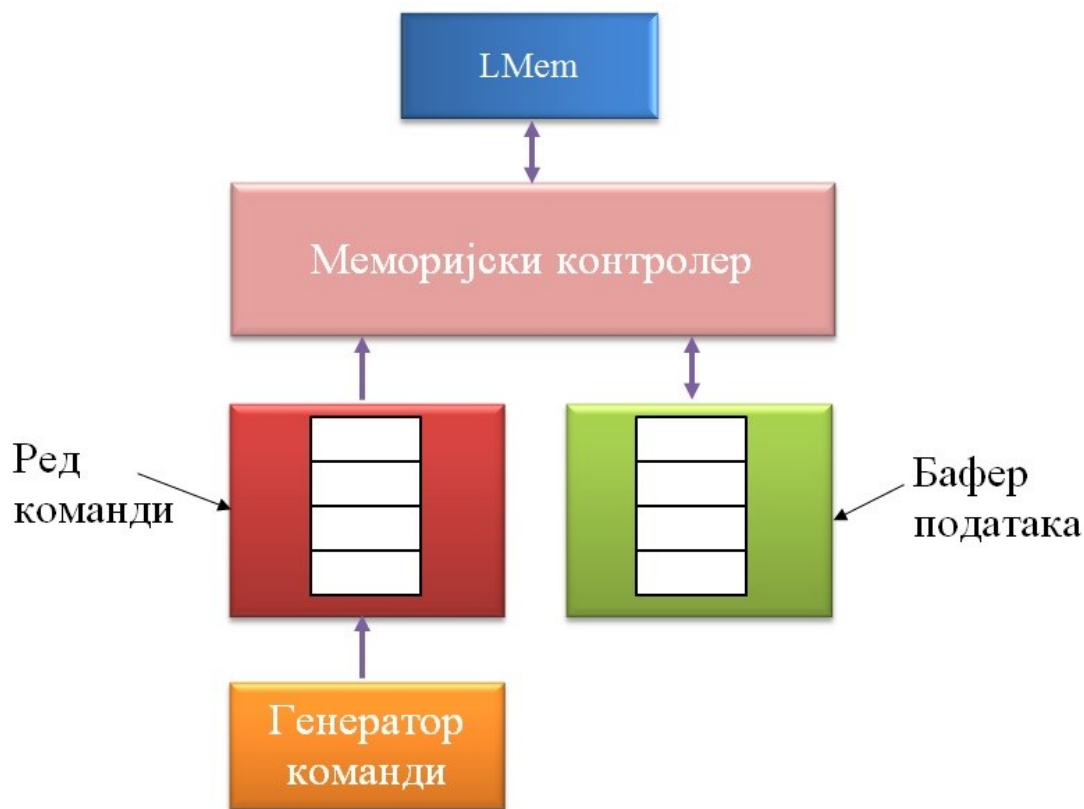


Слика 3.10 – Архитектура „Maxeler“ реконфигурабилне платформе

Интерфејс ка „LMem“ меморији је остварен коришћењем меморијског контролера. Архитектура меморијског контролера је приказана на слици 3.11. Меморијски генератор команди генерише команде које дају инструкције меморијском контролеру да ли да чита или уписује са/на „LMem“. Меморијски контролер чита команде из реда за команде и на основу њих или чита податке из бафера и уписује их на одговарајућу меморијску локацију унутар „LMem“ модула или чита податке са одговарајуће локације унутар „LMem“ и уписује их у бафер. Када се користе независни „LMem“ модули, користе се и независни меморијски контролери и сваки од њих је додељен одговарајућем „LMem“ модулу.

„Maxeler“ реконфигурабилна хардверска платформа такође подржава и имплементацију машина стања. Машине стања омогућавају имплементацију контролних блокова који имају за задатак да контролишу проток података кроз кернел и менаџер апликације. Оне дозвољавају контролу тока података на нижем нивоу од кернела. На слици 3.12 је дат графички приказ имплементације машине стања на „Maxeler“ реконфигурабилној хардверској платформи.

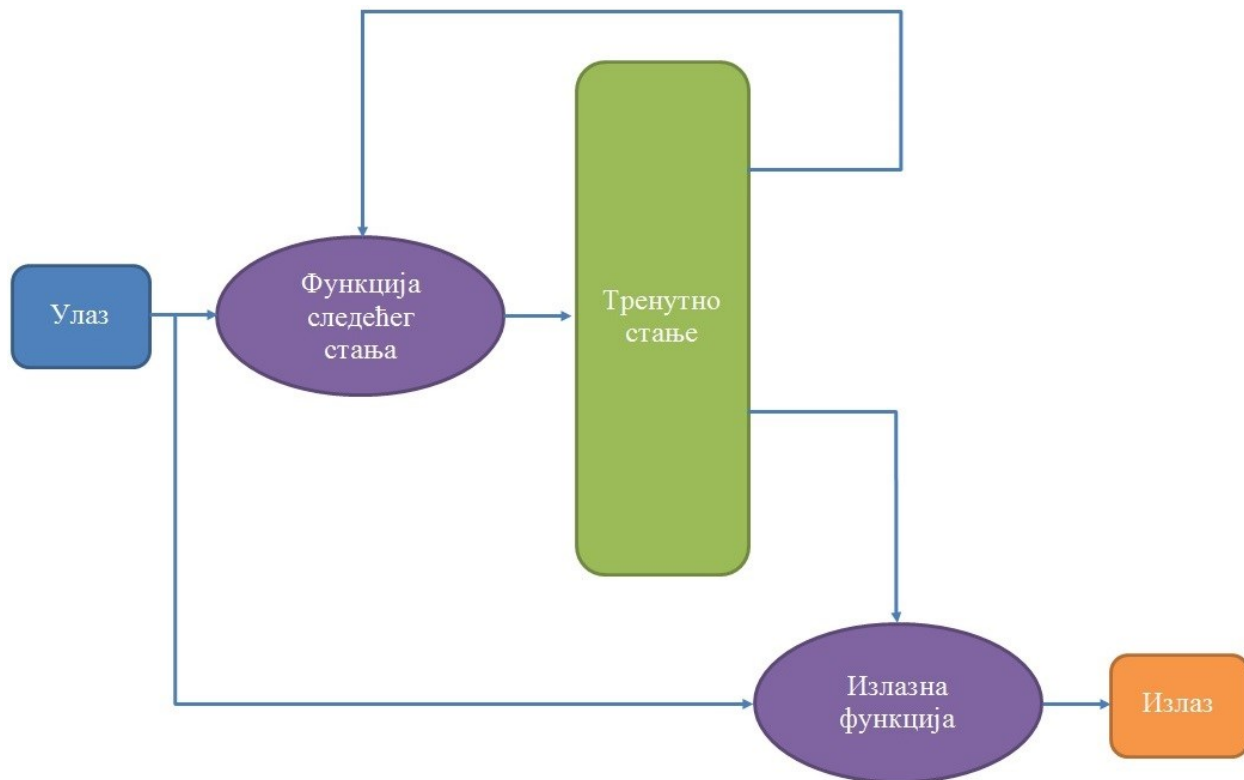
Улазни и излазни стримови су повезани на улазе и излазе машине стања. Понашање машине стања у сваком тренутку је описано помоћу две функције: функције следећег стања и излазне функције. Функција следећег стања има за задатак да рачуна следеће стање у зависности од тренутног стања и тренутних улаза, односно улазни подаци у функцију следећег стања су тренутни улази и тренутно стање, а на излаз се стримује следеће стање. Излазна функција има за задатак да израчуна излаз из машине стања у зависности од тренутног стања и тренутних улаза. Термин стање се односи на све податке који се појављују између два циклуса. Функција следећег стања и излазна функција се извршавају у паралели једна са другом и свакој од њих је потребан један циклус како би се у потпуности извршиле. Следеће стање се складишти и постаје тренутно стање у следећем циклусу.



Слика 3.11 – Архитектура меморијског контролера

Машине стања се могу користити како у кернелу тако и у менаџеру. У кернелу се најчешће користе када се захтева да се изврши комплексна контрола протока података. У тим случајевима је лакше имплементирати машину стања него користити помоћне бројаче

и контролне стримове. У менаџеру се машине стања најчешће користе када основни модел протока података није задовољавајући. У тим случајевима блок машине стања омогућава да се имплементира логика машина стања у менаџеру.

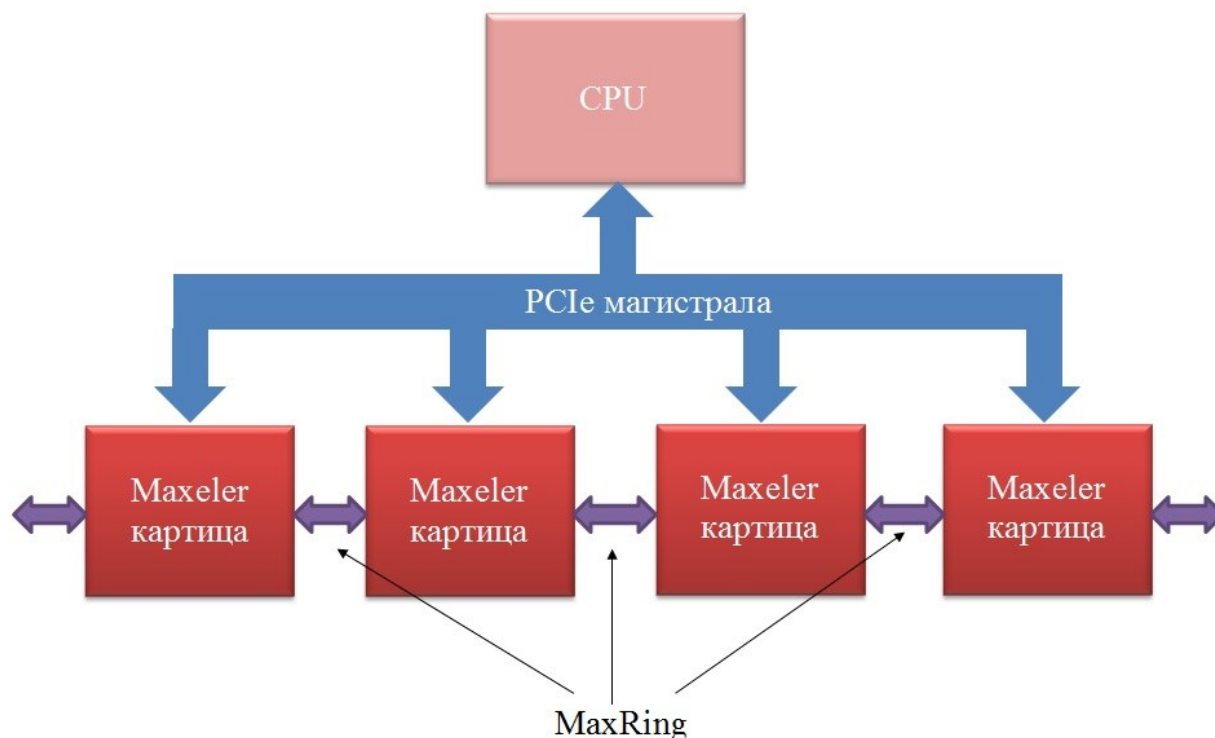


Слика 3.12 – Машине стања на „Maxeler“ реконфигурабилној платформи

Машине стања у кернелу и менаџеру се извршавају на горе описан начин, али постоје две кључне разлике у њиховом извршавању. Машина стања у кернелу се извршава на сваки тактни импулс, док се у менаџеру извршава у оквиру сваког циклуса. Машина стања у кернелу прима улазе и производи излазе у оквиру сваког циклуса, док машина стања у менаџеру мора да имплементира одговарајуће протоколе за сваки улаз и излаз како би могла да прима и шаље податке.

На слици 3.13 је приказан општи изглед „Maxeler“ супер-рачунарског система. Он се у општем случају може састојати од једне или више „Maxeler“ реконфигурабилних платформи. Уколико их има више онда су оне између себе повезане у круг помоћу „MaxRing“ протокола. Овај протокол поседује изузетно велику брзину преноса података и омогућава апликацијама да се линеарно скалирају са повећањем броја „Maxeler“

реконфигурабилних платформи у читавом систему. Свака „Maxeler“ реконфигурабилна платформа остварује директну конекцију са две суседне путем „MaxRing“ протокола.



Слика 3.13 – Општи изглед „Maxeler“ супер-рачунарског система

3.2.4. „Maxeler“ производи и њихова употреба

Годинама је „Maxeler“ развијао и усавршавао своје картице и данас постоји 5 генерација „Maxeler“ картица. Свака од тих 5 генерација користи „FPGA“ чип једног од два највећа произвођача: „Xilinx“ или „Altera“. На слици 3.14 је дат приказ физичког изгледа једне „Maxeler“ картице [40].

„Maxeler“ поред картица производи и системе за рачунање високих перформанси као што су „MPC-C“ и „MPC-X“. На слици 3.15 је приказана архитектура „MPC-C“ система. Он се састоји из процесора са већим бројем језгара и великом количином оперативне меморије, као и неколико „Maxeler“ картица уско повезаних са процесором. „MPC-C“ систем може да омогући перформансе 20-50 пута боље од стандардних сервера а

користи свега 500W снаге што драматично снижава цену самог рачунања. Свака „Maxeler“ картица је повезана са процесором путем „PCIe“ магистрале а саме картице су између себе повезане путем „MaxRing“ протокола. Овај систем такође омогућава инфинибенд или етернет мрежну конекцију ка остатку света.

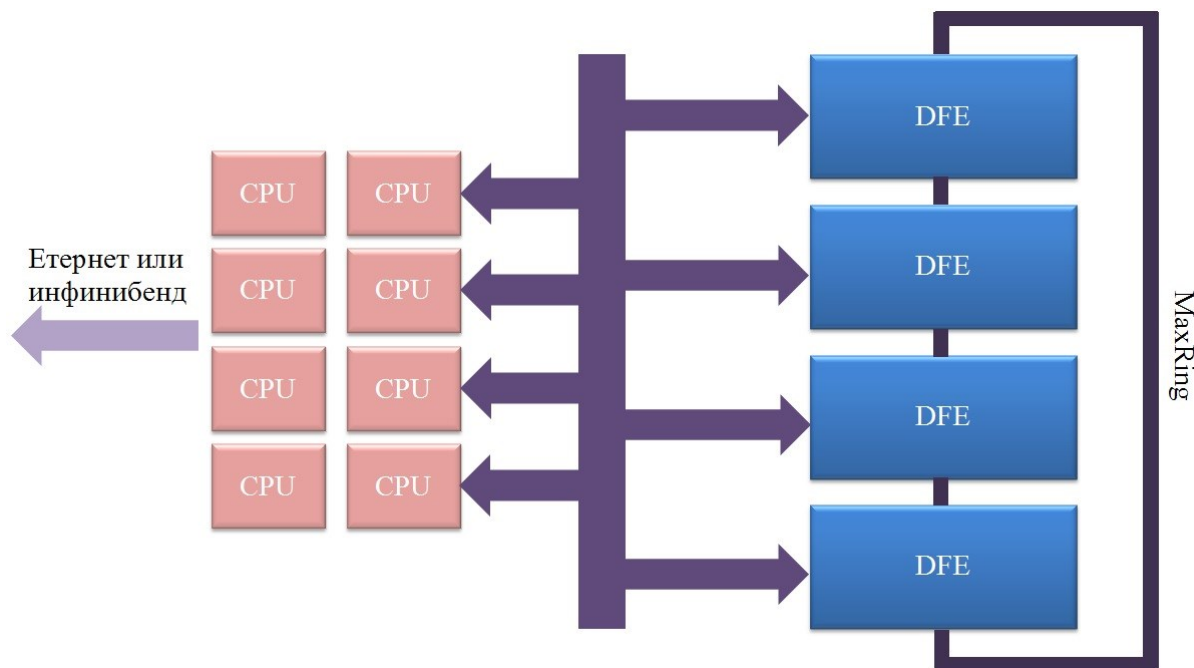


Слика 3.14 – Изглед једне „Maxeler“ картице

На слици 3.16 је приказана архитектура „MPC-X“ система. У поређењу са „MPC-C“ системом, „MPC-X“ поседује већи број „Maxeler“ картица које су међусобно повезане путем „MaxRing“ протокола, има већи капацитет оперативне меморије, али не поседује процесор опште намене, већ само одговарајућу мрежну топологију која повезује све картице преко одговарајућег мрежног прекидача. „MPC-X“ систем омогућава удаљен приступ картицама путем инфинибенд мреже комбиноване са јединственом „RDMA“ технологијом која омогућава директан трансфер података са оперативне меморије клијентског рачунара на удаљену „Maxeler“ картицу избегавајући неефикасна меморијска копирања.

„Maxeler“ је развио и свој језик за опис хардвера („HDL“) и назвао га „MaxJ“. Овај језик представља екстензију „Java“ програмског језика и омогућава корисницима без великог предзнања о хардверу да дизајнирају апликације високих перформанси које ће се извршавати на „Maxeler“ реконфигурабилној платформи. „MaxCompiler“ користи „MaxJ“ код како би изгенерисао конфигурациони фајл помоћу кога се реконфигурише сама „Maxeler“ платформа. На примеру „gzip“ апликације је показано да је коришћењем „MaxJ“

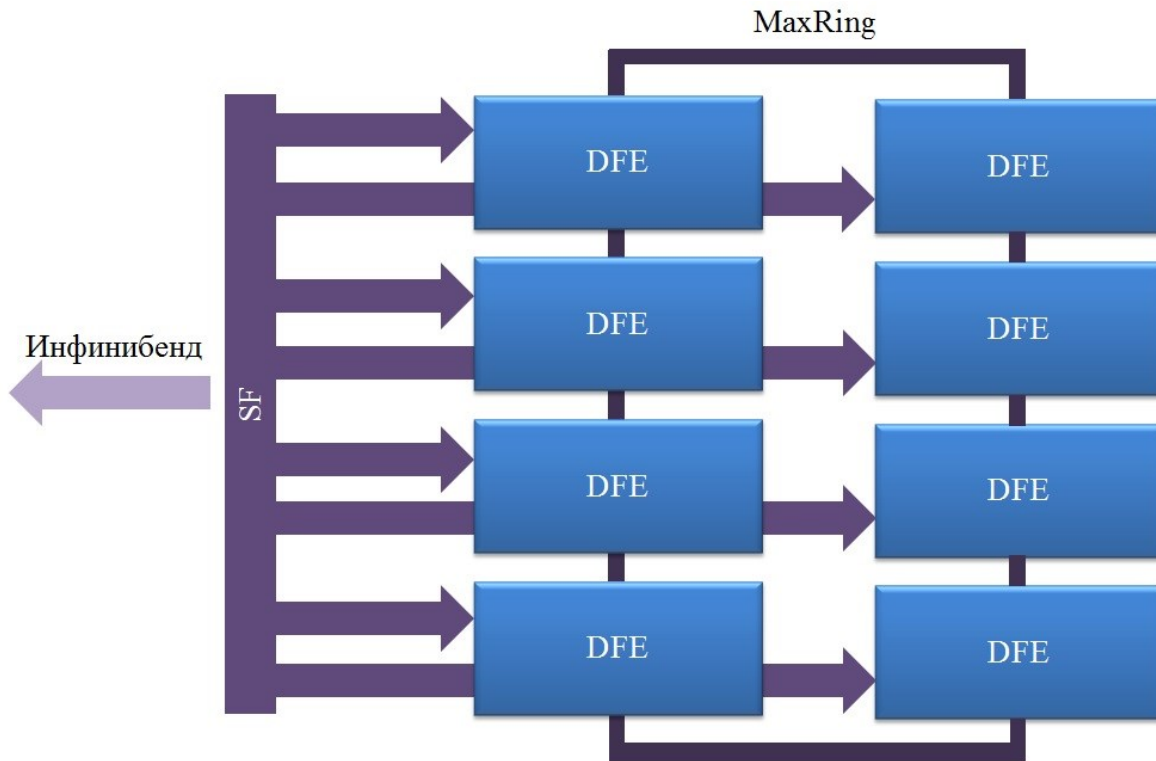
програмског језика једној особи потребан један месец да развије такву апликацију и постигне боље резултате од одговарајућих апликација писаних помоћу „Verilog“ и „OpenCL“ хардверских језика [41]. „Maxeler“ је такође обезбедио и алате за симулацију и дебаговање који омогућавају да се дизајн тестира пре компајлирања. Овим се добија много брже развојно окружење у поређењу са коришћењем хардверски описних језика као што су „Verilog“ и „VHDL“.



Слика 3.15 – Архитектура „MPC-C“ система

„Maxeler“ реконфигурабилна хардверска платформа је на широко коришћена али је и предмет многих научних истраживања. Коришћена је у геологији да обезбеди боље перформансе у решавању разних проблема [42]. „Maxeler“ реконфигурабилна платформа примењена на локализациону микроскопију је успела да постигне убрзање од 200 пута у поређењу са „Intel i5 450“ процесором и убрзање од 5 пута у поређењу са „Nvidia Tesla C1060“ картицом приликом решавања електронске томографије [43]. Једно истраживање [44] се бавило перформансама приликом решавања глобалне површне водене једначине која представља једну од најзначајнијих једначина за описивање атмосферске динамике. Они су успели да постигну убрзање од 20 пута у поређењу са потпуно оптимизованим дизајном који се извршавао на реку са 2 процесора са по 8 језгара. Такође, остварили су

убрзање од 8 пута у поређењу са потпуно оптимизованим дизајном на „Kerler“ графичким картицама. Једно истраживање [37] је успело да оствари убрзање Монте Карло модела од 270 пута у поређењу са процесором са једним језгром.



Слика 3.16 – Архитектура „MPC-X“ система

4.

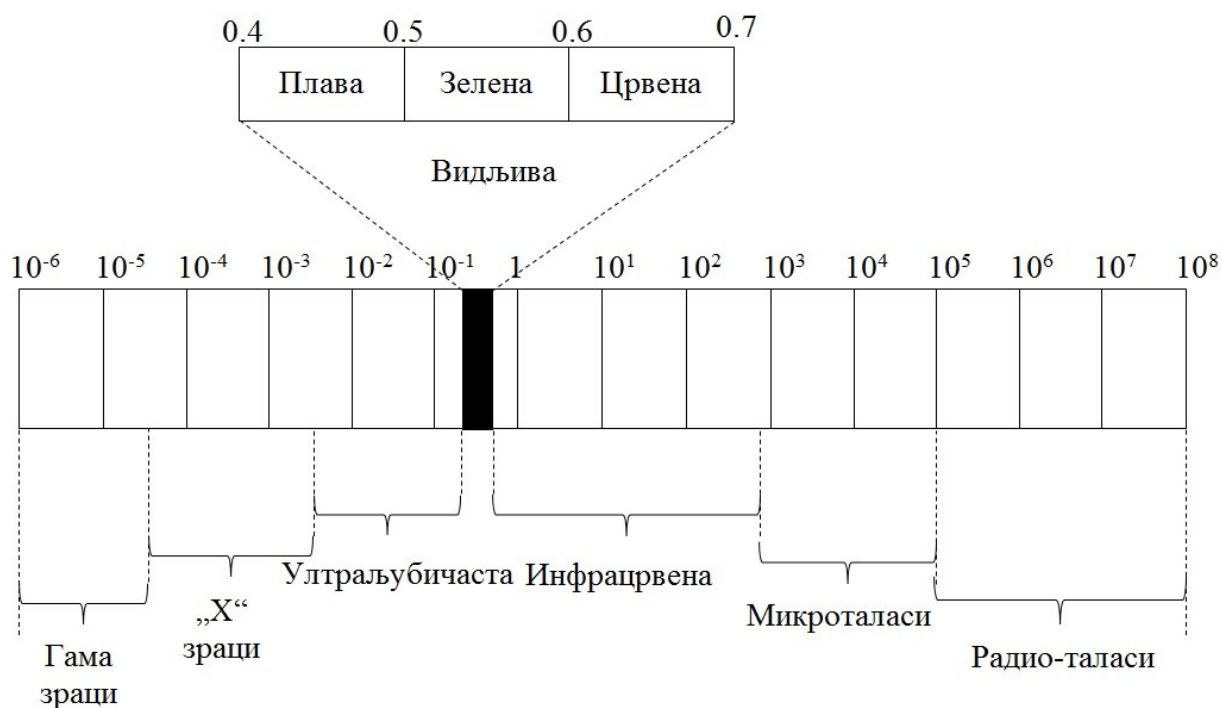
4. Системи за аквизицију биомедицинских слика

Аквизиција слика представља креирање дигитално енкодиране репрезентације визуелних карактеристика неког објекта. Када се каже аквизиција слике често се мисли и на процесирање, компресију, складиштење, штампање и приказивање слика. Главна предност дигиталних слика у поређењу са аналогним, као што су оне на фотоапаратима са филмом, јесте могућност прављења копија и копија од копија и тако у бесконачност без губитака у квалитету саме слике.

Слике настају под дејством електромагнетског зрачења и у видљивом и у невидљивом спектру, чија променљива слабљења, док пролазе или се одбијају од објекта, формирају информацију из које се може конструисати слика. Електромагнетски зраци путују простором брзином светлости у форми синусоидних таласа познате таласне дужине. На слици 4.1 је приказан спектар електромагнетског зрачења.

Гама зраци са таласном дужином мањом од 0.1 nm представљају зрачења са најмањом таласном дужином у електромагнетском спектру. Она су од значаја за медицинске и астрономске слике и довела су до развоја различитих типова система за аквизицију слика као што су „СТ“, „MRI“, „SPECT“ и „PET“. Зрачења са највећом таласном дужином су радио-таласи чија дужина досеже велики број километара. У средини електромагнетског спектра се налазе видљива зрачења где зрачења од 400 nm

представљају плаву боју, а зрачења дужине 700 nm црвену боју. Популарне „CCD“ камере раде у овом спектру таласних дужина. Између видљивог спектра и микроталаса налазе се инфрацрвена зрачења. Као и код видљивих зрачења и инфрацрвена имају део са краћом и део са већом таласном дужином. Део инфрацрвених зрачења са већом таласном дужином припадају термичком региону и користе се у апликацијама као што су на пример термалне камере и слично. Ултраљубичасто зрачење има мању таласну дужину од видљивог зрачења. Слично као код инфрацрвеног зрачења и ултраљубичасто се може поделити у три региона: блиско ултраљубичасто (у близини 300 nm), далеко ултраљубичасто (око 30 nm) и екстремно ултраљубичасто (око 3 nm). Блиско ултраљубичасто зрачење је најближе видљивом делу спектра електромагнетског зрачења. Насупрот њему, екстремно ултраљубичасто зрачење је најдаље видљивом делу спектра електромагнетског зрачења и најближе „X“ зрацима, док далеко ултраљубичасто зрачење лежи између блиског и екстремног и оно је најмање истражено од сва три региона.



Слика 4.1 – Спектар електромагнетског зрачења изражен у μm

Како енергија електромагнетског таласа расте, тако таласна дужина пада. На тај начин гама зраци, који имају најмању таласну дужину имају и највише енергије од свих електромагнетских зрачења. Ово објашњава зашто гама зраци могу лако да путују кроз

већину објеката. Насупрот гама зрацима, радио-таласи имају највећу таласну дужину и самим тим и најмању енергију. Због тога је њихова продорна моћ најмање хиљаду пута мања од гама и „X“ зрака. Поред тога гама и „X“ зраци путују праволинијски и на њихове путање не утичу објекти кроз које пролазе. Ово је познато као ефекат јаког поља. Насупрот томе, радио-таласи не путују праволинијски и њихове путање веома зависе од медијума кроз који пролазе. Ово је познато као ефекат слабог поља. И ефекат јаког и слабог поља имају директан утицај на квалитет слике коју производе. Ефекат слабог поља узрокује многе нежељене артефакте као што је замућење слике. Због тога слике произведене помоћу гама зрака у општем случају имају знатно бољи квалитет.

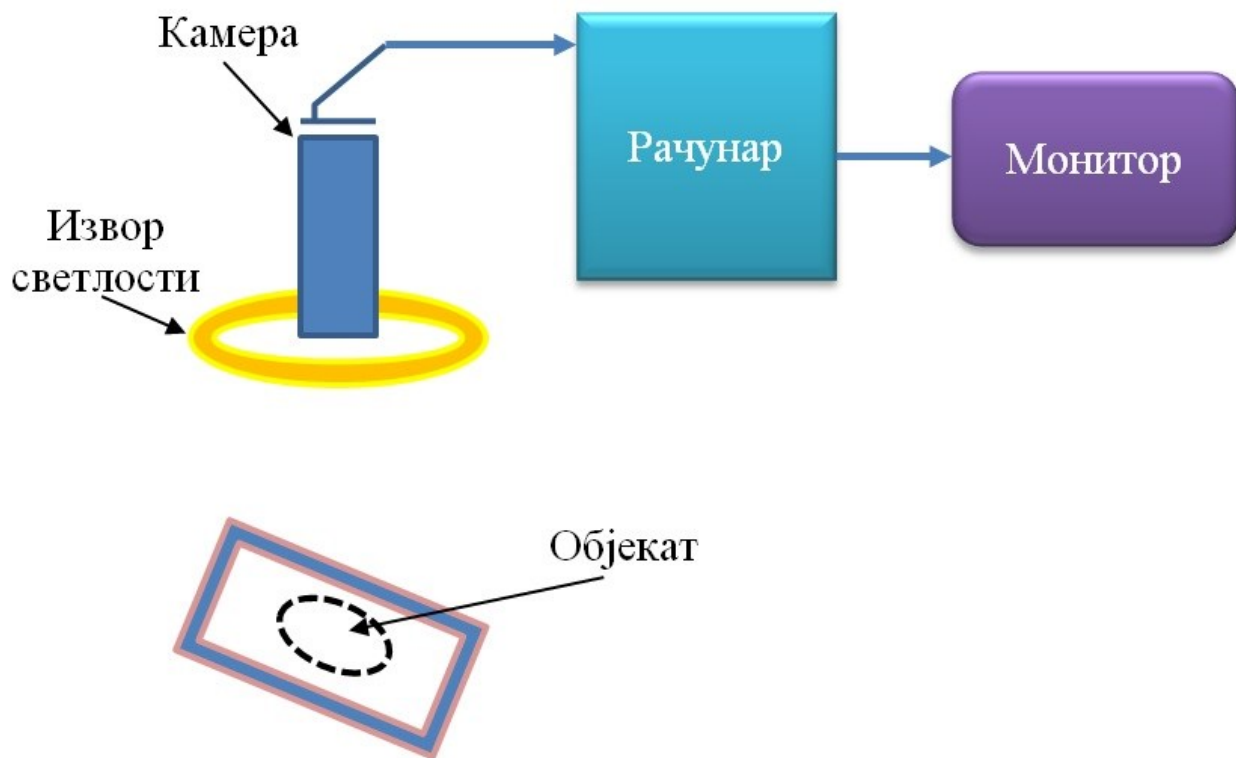
Још један важан атрибут који зависи од таласне дужине је резолуција слике. У теорији, резолуција слике се повећава како се таласна дужина смањује. Због тога је резолуција слике добијене помоћу гама зрака мања од 0.05 nm што омогућава овом типу електромагнетског зрачења да види екстремно мале објекте као што су на пример молекули. У суштини, ови атрибути, заједно са физичким својствима сензорских материјала, формирају ограничавајуће факторе када се говори о аквизицији слика.

У општем случају слике се формирају тако што светлост из видљивог спектра падне на делимично рефлектујућу и делимично упијајућу површину након чега се расути фотони скупљају у сочиву камере и конвертују у електрични сигнал помоћу на пример „CCD“ уређаја. У пракси ово је само један од начина аквизиције слика. Постоје многе технике као што су термалне, ултрасоничне, „X“ зраци, радио-таласи које могу да генеришу слику.

4.1. Рачунарска визија

Основна хардверска конфигурација општег система рачунарске визије је приказана на слици 4.2. Састоји се из извора светлости који се користи да осветли објекат који се снима, камере која се користи да изврши аквизицију саме слике и шаље је даље рачунару који обезбеђује складиштење слике и способност дигиталне обраде и приказ слике помоћу

одговарајуће апликације. Рачунарска апликација шаље даље слику на монитор високе резолуције.



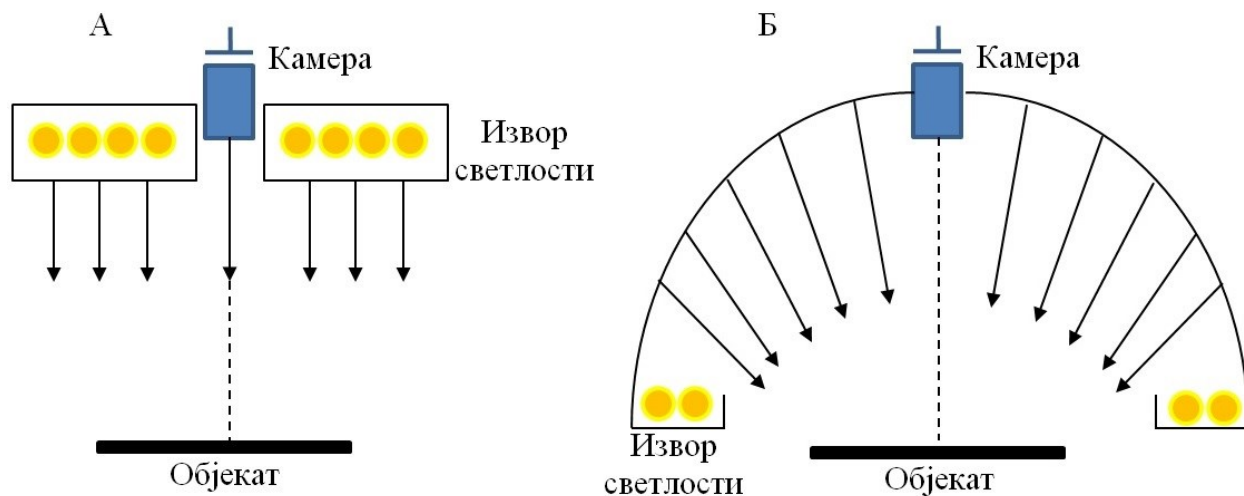
Слика 4.2 – Основни елементи система рачунарске визије

И поред тога што су системи рачунарске визије екстремно тривијални за коришћење, развој апликација за обраду и визуализацију слике може бити поприлично комплексан. Особа која развија апликацију треба да зна тачно шта треба да се постигне са том апликацијом како би обезбедила успешну примену рачунарске визије.

Важност високо-квалитетног осветљења у многим апликацијама рачунарске визије је изузетно велика. Упркос напретку у хардверу и електроници која се користи у рачунаској визији, осветљење такође има веома значајну улогу. Инжењери и корисници рачунарске визије су одавно препознали осветљење као један од кључних елемената рачунарске визије. Међутим, одабир правилне стратегије за осветљење представља сложен проблем пошто не постоји правилник по коме би се интегрисали осветљење и апликације рачунарске визије. Насупрот томе, постоје одређена правила. У општем случају три области је потребно познавати како би се обезбедио задовољавајући ниво

осветљења. Те области су: разумевање улоге осветљења у самој апликацији рачунарске визије, познавање понашања осветљења на одређеној површини и разумевање доступних техника за осветљење. У већини апликација рачунарске визије, аквизиција слика се сусреће са рефлектујућом светлошћу иако су надалеко познате технике са позадинским осветљењем. Имајући то у виду, најважнији аспект приликом осветљавања објекта представља разумевање шта се дешава када се светлост одбије од површине објекта, односно како контролисати рефлексију тако да квалитет слике остане на високом нивоу.

Поред тога, геометрија површине објекта представља такође важан фактор приликом дизајнирања осветљења. Кључни фактор је одредити да ли је површина објекта рефлектујућа или дифузна. Светлост која погађа дифузну површину се расипа због мноштва углова на самој површини. Са друге стране, светлост која погађа глатку површину се рефлектује под углом под којим долази. Због тога је позиција извора светлости веома важна како би се добила слика високог контраста. Постоје две најчешће коришћене геометрије извора светлости: прстенаста и дифузна. Ове две геометрије су приказане на слици 4.3.



Слика 4.3 – Могуће геометрије извора светлости: (А) прстенаста и (Б) дифузна

Прстенасти извор светлости је можда и најједноставнији облик извора светлости. Он је намењен за апликације опште намене, а посебно за аквизицију слика објеката глатке површине. Са друге стране дифузни извор светлости омогућава готово 180 степени дифузног осветљавања и он се користи код захтевних рефлектујућих објеката.

4.2. Термовизијске камере

Термовизијска камера представља уређај који формира слику по зонама загревања користећи се инфрацрвеним зрачењем на сличан начин као што камере опште намене формирају слику користећи видљиву светлост. Термовизијске камере раде на таласним дужинама до 14 μm . Оне свој рад заснивају на чињеници да сви објекти емитују одређену количину инфрацрвеног зрачења у функцији од њихове температуре. Што је већа температура то се већа количина инфрацрвеног зрачења емитује. За разлику од рачунарске визије термовизијске камере не захтевају било какав извор светлости. Ово их прави изузетно корисним за спасилачке мисије које се извршавају ноћу када нема осветљења.

Главна разлика између термовизијских и оптичких камера је та што се за термовизијске камере сочива за фокусирање не могу направити од стакла пошто стакло блокира инфрацрвено зрачење велике таласне дужине. Због тога се за израду сочива термовизијских камера морају користити специјални материјали као што су германијум или сафирни кристал. Германијумска сочива су поприлично крхка тако да често имају разне пресвлаке које их штите од случајних контаката. Велика цена ових сочива чини и термовизијске камере поприлично скупим уређајима.

Слике добијене помоћу термовизијских камера имају склоност да буду монохроматске зато што ове камере обично користе сензор слике који не разликује различите таласне дужине инфрацрвеног зрачења. Сензори слике у боји захтевају комплексну конструкцију како би разликовали таласне дужине. Такође, боја има знатно мањи значај изван видљивог спектра електромагнетског зрачења зато што се разликовање таласних дужина не мапира униформно у систем боја које користи човек.

Понекад се ове монохроматске слике приказују помоћу псеудо боја где се промена у боји користи како би се приказала промена у интензитету приказа промене сигнала. Ова техника је корисна и поред тога што људи имају већи динамички оквир за детекцију интензитета него боје. Она им омогућава да виде fine разлике у интензитету које помоћу промене осветљености нису у могућности да виде.

Приликом коришћења термовизијских камера за мерење температуре најсветлији односно најтоплији делови слике су обојени белом бојом, температуре средње вредности су обојене црвеном и жутом бојом, а најхладније температуре су обојене црном бојом. Поред сваке термовизијске слике је потребно да стоји скала као на слици 4.4 која ће да графички прикаже зависност боје од температуре.



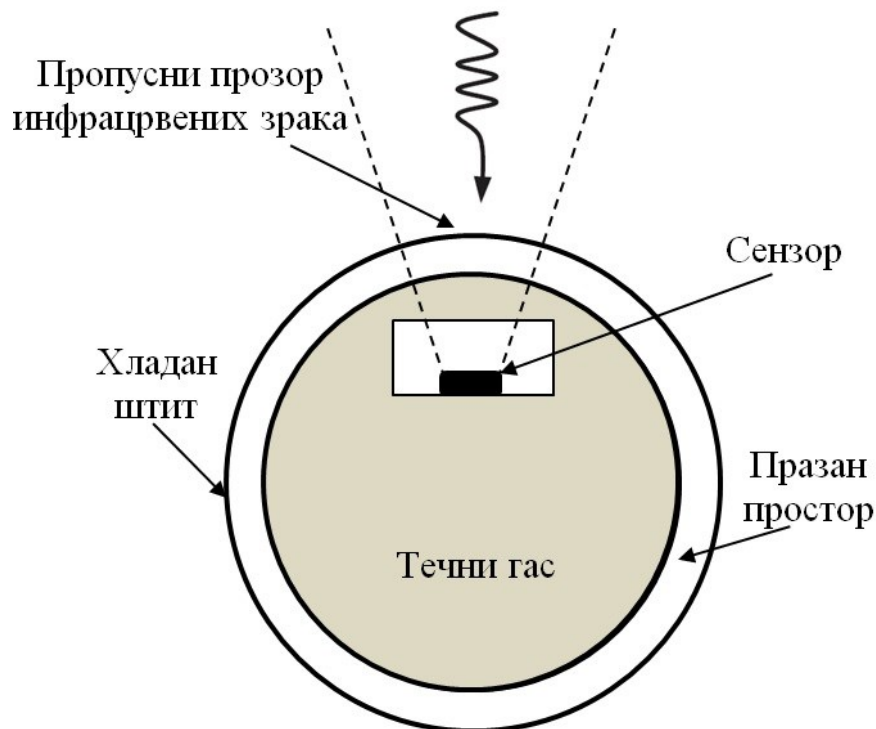
Слика 4.4 – Скала термовизијске камере

Резолуција термовизијских камера је знатно мања од резолуције оптичких камера. Њихова резолуција обично износи 160x120 или 320x240 пиксела, док постоје и скупљи модели са резолуцијом и до 1280x1024 пиксела.. Термовизијске камере се најчешће деле у два типа: са детекторима инфрацрвене слике који се хладе и који се не хладе.

4.2.1. Инфрацрвени детектори који се хладе

Инфрацрвени детектори који се хладе се обично налазе у вакумски затвореној боци чији је шематски приказ дат на слици 4.5. Сензор је смештен директно на хладној

површини са хладним штитом и наспрам пропусног прозора инфрацрвених зрака. Најчешће примењивани течни гас за хлађење је азот који обезбеђује температуру од -196°C .



Слика 4.5 – Шематски приказ вакуумски затворене боце

Хлађење код ових детектора је неопходно како би се полупроводнички материјали могли правилно користити. Типична радна температура ових детектора иде од -269°C па све до собне температуре у зависности од технологије детектора која се користи. Највећи број модерних детектора инфрацрвеног зрачења са хлађењем ради на температури од -173°C до -213°C .

Уколико не би имали хлађење ови сензори би враћали погрешне вредности због сопственог зрачења. Главни недостатак ових камера јесте што су оне скупе како да се произведу тако и да се користе. Само хлађење ових камера је изузетно енергетски захтевно а и троши доста времена. Камери може бити потребно и неколико минута да се охлади и почне да ради. И поред тога што су системи за хлађење скупи и габаритни они дају слике знатно бољег квалитета од система без хлађења.

4.2.2. Инфрацрвени детектори који се не хладе

Инфрацрвени детектори који се не хладе користе сензор који ради на собној температури или сензор који је стабилисан да ради на температури блиској собној коришћењем одговарајућих температурних контролних елемената. Модерни детектори инфрацрвеног зрачења који се не хладе користе сензоре који раде на принципу промене отпорности, напона или јачине струје када су погођени инфрацрвеним зрачењем. Ове промене се затим мере и пореде са вредностима радне температуре сензора.

Инфрацрвени детектори који се не хладе се могу стабилисати на одређену радну температуру како би смањили шум слике, али се они не хладе на ниске температуре и не захтевају габаритне, скупе и енергетски захтевне расхлађиваче. Ово чини ову врсту термовизијских камера мањим и јефтинијим како за производњу тако и за коришћење. Међутим, њихова резолуција и квалитет слике имају тенденцију да буду ниже од инфрацрвених детектора који се хладе. Ово је превасходно због разлике у начинима њихове производње који су лимитирани са тренутно доступном технологијом. Такође, термовизијска камера која се не хлади треба да узме у рачун и сопствену температуру коју производи приликом нормалног рада.

Већина детектора инфрацрвеног зрачења који се не хладе су базирани на пироелектрицима или микроболометар технологији. Пироелектричност представља својство материјала да генерише електрични потенцијал када се греје или хлади. Прво је откривен у минералима као што су кварц, турмалин и други јонски кристали. Са развојем технологије дошло се до тога да је данас могуће произвести детекторе инфрацрвеног зрачења базирани на пироелектрицима резолуције до 320x240 пиксела.

Микроболометар представља монолитски сензор који има способност да детектује инфрацрвено зрачење кроз директно или индиректно грејање филма који има термичке карактеристике. Детектори инфрацрвеног зрачења базирани на микроболометрима имају такође резолуцију до 320 x 240 пиксела.

4.3. Ултразвучна аквизиција слика

Ултразвук представља звучни талас чија је фреквенција знатно већа од фреквенције звука коју људско ухо може да чује. Ултразвук се по својим физичким карактеристикама не разликује од нормалног звука које људско ухо може да чује, осим што има знатно већу фреквенцију. Фреквенција звука коју људско ухо може да чује зависи од човека до човека али је обично око 20 КHz. Ултразвучни уређаји раде на знатно вишим фреквенцијама од 20 КHz и њихове фреквенције могу ићи и до неколико GHz.

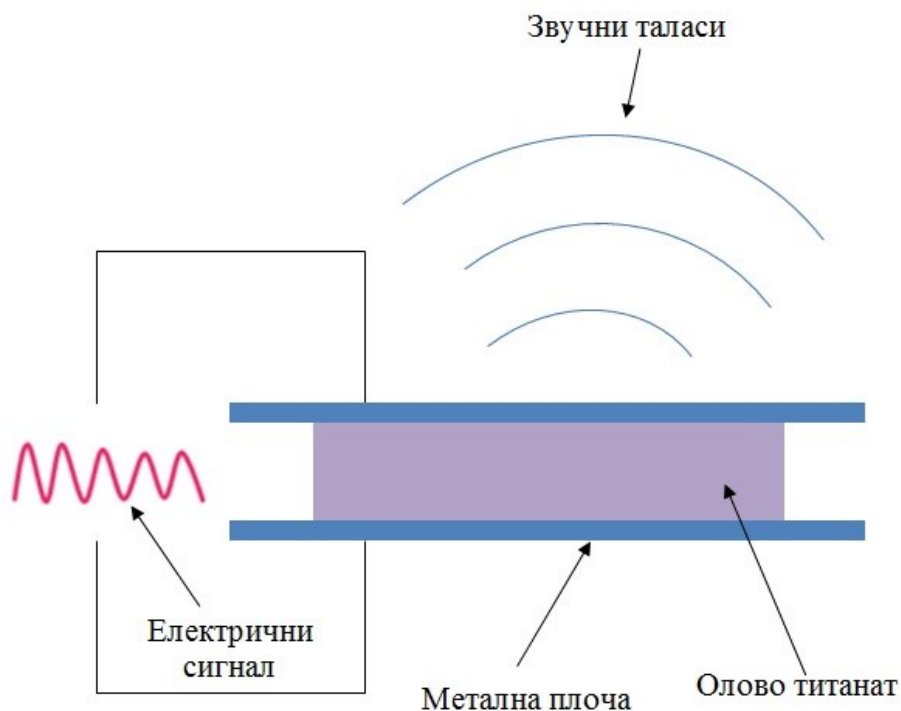
Ултрасонографија представља коришћење звука високе фреквенције за аквизицију слика. Ова метода спада у групу неинвазивних метода. Управо због тога што је релативно безбедна постала је врло користан дијагностички алат у медицини. Ипак, њен основни недостатак је што квалитет слике доста зависи од радника који врши аквизицију слике.

Фреквенција и таласна дужина звука су обрнуто пропорцијалне. То значи да што је већа фреквенција звука, то је мања његова таласна дужина. Овај однос утиче на избор фреквенције ултразвука када се са њим испитује одређени пацијент. Ултразвук више фреквенције прави слике веће резолуције, али због мање таласне дужине ултразвуку је онемогућено да продре дубље кроз ткиво. Коришћењем нижих фреквенција ултразвука омогућено је дубље продирање кроз ткиво, али због веће таласне дужине добијене слике су лошије резолуције. Вагање између веће резолуције слике и дубљег продирања ултразвука кроз ткиво увек представља тежак избор приликом задавања фреквенције трансдуктора.

Брзина ултразвука је независна од фреквенције. Међутим она се мења у зависности од медијума кроз који ултразвук пролази. На пример, брзина звука кроз ваздух износи 331 m/s, док кроз кост износи 4.080 m/s [45]. Ова зависност брзине звука од медијума кроз који пролази такође утиче на квалитет слике.

Два основна принципа које је потребно разумети како би се схватило како се врши аквизиција слика помоћу ултразвука су пиезоелектрични ефекат и пулс-ехо принцип. Пиезоелектрични ефекат представља електрично пуњење које се акумулира у неким материјалима као што су кристали, керамика и слично под дејством механичког стреса.

Пиезоелектрични ефекат представља реверзибилан процес, односно материјали који имају својство пиезоелектрика имају такође и својство инверзног пиезоелектрика. То значи да се под дејством електричне струје на те материјале може изазвати њихова деформација, односно вибрација, као што је то приказано на слици 4.6.

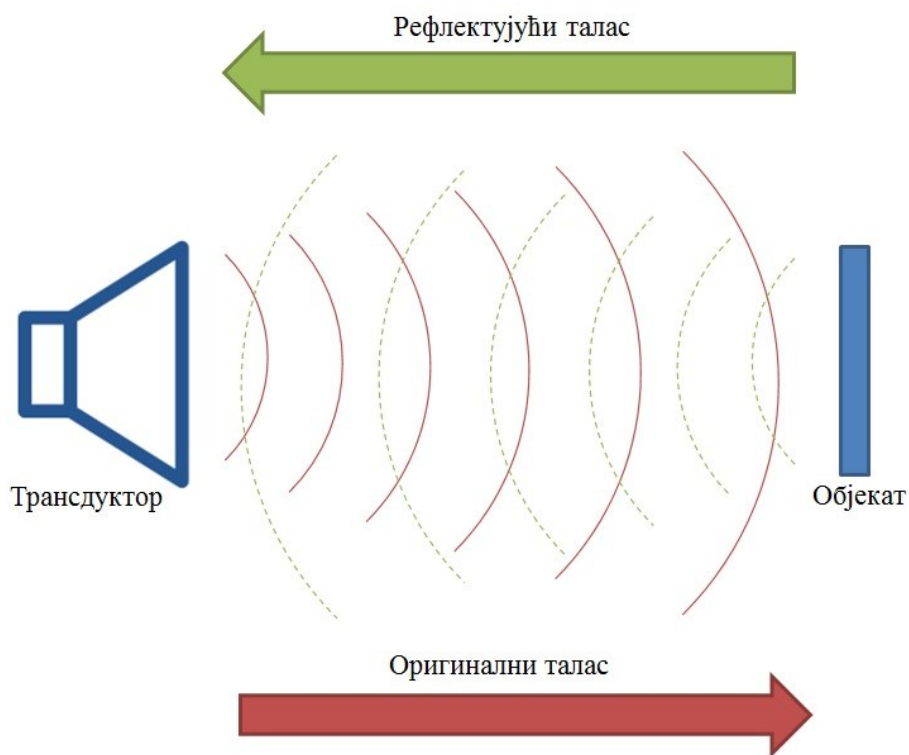


Слика 4.6 – Инверзни пиезоелектрични ефекат

Пиезоелектрични ефекат објашњава како се ултразвук генерише помоћу керамичког кристала у трансдуктору. Електрична струја пролази кроз кабл и долази до трансдуктора где делује на кристал услед чега се кристал деформише и почиње да вибрира. Те вибрације производе ултразвучни сноп. Фреквенција ултразвука која се тако произведе је одређена врстом кристала у трансдуктору.

Ултразвучни таласи се производе у пулсевима зато што се исти кристали користе да генеришу и да приме звучне таласе и они не могу да раде обе операције у исто време. У време између два пулса ултразвучни сноп улази у тело пацијента и одбија се или рефлектује назад до трансдуктора. Ови рефлектовани ултразвучни таласи или ехои изазивају да се кристал у трансдуктору деформише и произведе електрични сигнал који се затим конвертује у слику која се приказује на монитору. Ово је познато као пулс-ехо

ефекат и графички је приказано на слици 4.7. Трансдуктор у општем случају генерише ултразвук само 1% времена, а остатак проводи у примању ехоа [46].

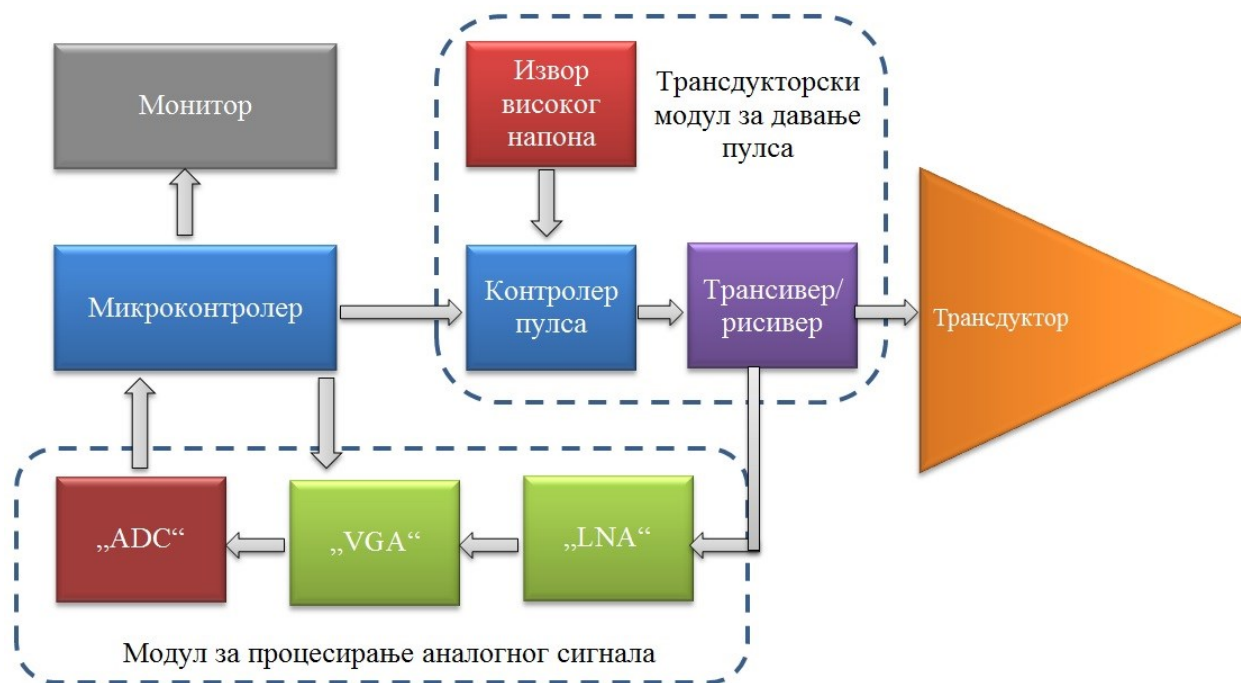


Слика 4.7 – Пулс-ехо принцип

На слици 4.8 је приказан општи блок дијаграм ултразвучног уређаја. Најкритичнија компонента овог уређаја јесте трансдуктор. Постоји велики број различитих трансдуктора који су оптимизовани за различиту примену. На дијаграму можемо уочити два главна модула: трансдукторски модул за давање пулса и модул за процесирање аналогног сигнала. Трансдукторски модул за давање пулса је дизајниран тако да може да обезбеди прецизан пулс високог напона који је потребан како би се побудио сензор. У исто време он треба да буде задовољавајуће робусности како би се могао контролисати помоћу микроконтролера.

Модул за процесирање аналогног сигнала се састоји из два појачавача и аналогно дигиталног конвертора. „LNA“ појачавач има за задатак да појача сигнал мале снаге без значајног деградирања односа сигнал - шум. Ови појачавачи су дизајнирани тако да минимизују додатан шум. „VGA“ појачавач служи да контролисано појача сигнал.

Контрола појачања сигнала се врши помоћу микроконтролера променом контролног напона на самом појачавачу. На крају аналого-дигитални конвертор има за задатак да конвертује аналогни сигнал у дигиталну слику која се приказује на монитору.



Слика 4.8 – Блок дијаграм ултразвучног уређаја

Ултразвучна метода за аквизицију слика пати од три основна недостатка: мала резолуција слика, низак однос сигнал-шум и постојање великог броја нежељених артефакта на самој слици. Ниска резолуција слике је узрокована таласном дужином односно фреквенцијом ултразвука која не дозвољава слике веће резолуције уколико се жели продрићи дубље кроз ткиво. Низак однос сигнал-шум и постојање великог броја нежељених артефакта на самој слици су узроковани због саме природе ултразвучних таласа и физике рефлексије.

4.4. Томографска аквизиција слика

Томографија представља аквизицију слика по слојевима коришћењем неке врсте таласа који продире кроз материјале. Овај метод аквизиције слика је коришћен у

радиологији, археологији, биологији, геофизици, астрофизици, биомедицини и многим другим научним областима. Уређај који се користи како би извршио томографску аквизицију слика се назива томограф, док се слика настала употребом томографа назива томограм.

У већини случајева производња слике се заснива на одговарајућим математичким процедурама томографске реконструкције. Постоји мноштво алгоритама за реконструкцију. Већина алгоритама пада у једну од две категорије: филтрирање позадинске пројекције или итеративна реконструкција. Ове две категорије алгоритама обично представљају компромис између тачности и времена утрошеног на рачунање. Филтрирање позадинске пројекције захтева мање рачунарских ресурса док итеративна реконструкција у општем случају даје слике бољег квалитета са мање нежељених артефакта по цени већег оптерећења рачунарских ресурса [47].

Алгоритам за филтрирање позадинске пројекције представља аналитички алгоритам за реконструкцију слика који је дизајниран како би се превазишла ограничења конвенционалних алгоритама позадинске пројекције. Овај алгоритам примењује конволуциони филтер како би уклонио замућења. До скоро је ово био примарни алгоритам за реконструкцију слика. Главни недостаци овог алгоритма су шум и пругасти артефакти. Ови недостаци у комбинацији са напретком рачунарских технологија су главни разлози зашто итеративни алгоритми за реконструкцију слике полако замењују алгоритме за филтрирање позадинске пројекције.

Итеративна реконструкција се односи на итеративне алгоритме за реконструкцију дводимензионалних и тродимензионалних слика добијених применом одређене технологије за аквизицију слика. У новијим истраживањима научници су показали да је рачунарство високих перформанси са масивним паралелизмом способно да изврши итеративну реконструкцију, што је чини практичном за комерцијализацију [48]. Постоји више различитих алгоритама базираних на итеративној реконструкцији, али сваки почиње са неком претпоставком изгледа слике, затим рачуна пројекцију слике, пореди је са подацима оригиналне пројекције и ажурира слику на основу разлике између израчунате и стварне пројекције.

Постоји више типова томографије а неки од најраспрострањенијих су рачунарска томографија „X“ зрацима, магнетна резонантна томографија, микротомографија базирана на синхротронском зрачењу, електрична томографија, позитронска емисиона томографија, једнофотонска емисиона рачунарска томографија.

4.4.1. Рачунарска томографија „X“ зрацима

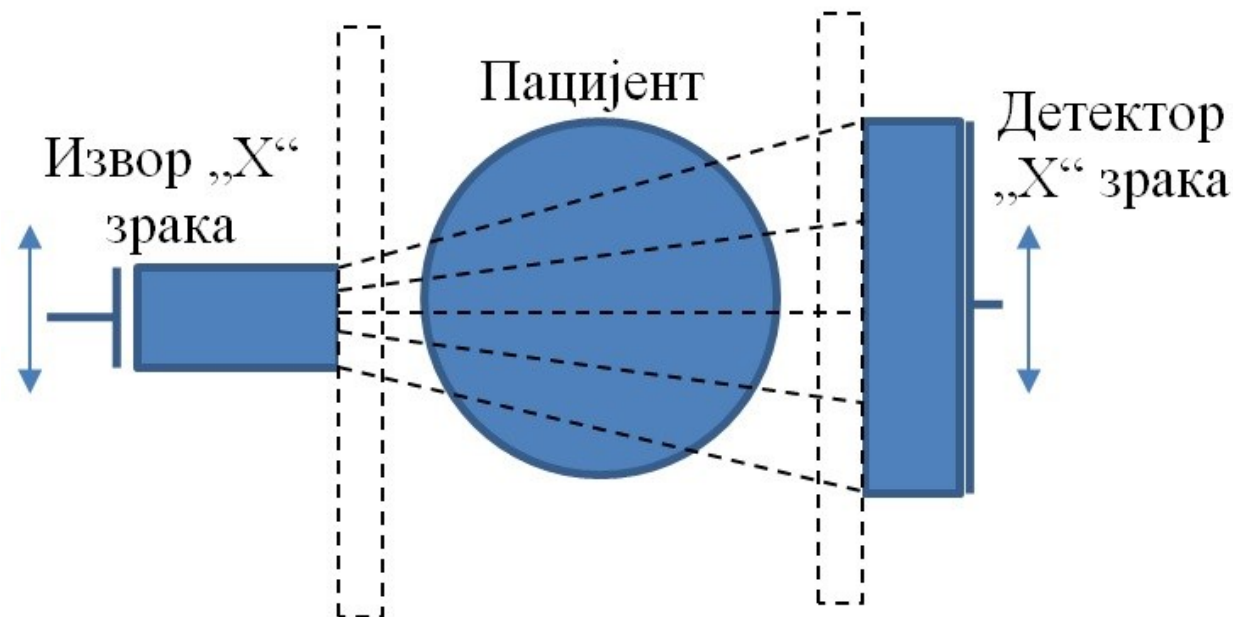
Рачунарска томографија „X“ зрацима користи комбинацију рачунарске процесне моћи и мерење „X“ зрака снимљених из различитих углова како би произвела слике попречног пресека одређеног дела објекта који се скенира и на тај начин омогућава корисницима да неинвазивном методом сагледају унутрашњост објекта. Дигитална геометријска обрада се може користити како би се даље генерисали тродимензионални модели унутрашњости скенираног објекта настали од мноштва дводимензионалних слика снимљених током скенирања.

Највећу примену „СТ“ скенери нашли су у аквизицији биомедицинских слика. Сlike попречног пресека које се добијају овом методом користе се у многим дијагностичким системима како би се правилно одредила одговарајућа терапија пацијенту.

На слици 4.9 је приказана геометрија „СТ“ скенера. Он се дакле састоји из извора и детектора „X“ зрака који се налазе на заједничкој покретној кружној осовини на супротним странама и круже око пацијента. „X“ зраци са извора пролазе кроз пацијента и падају на детектор. Детектор „X“ зрака мери јачину приспелих зрака и на основу тога се добија слика попречног пресека објекта који се скенирао. Слика се генерише на бази слабљења интензитета „X“ зрака приликом проласка кроз објекат. Наиме, сваки материјал има различити коефицијент апсорпције „X“ зрака и захваљујући том понашању „СТ“ скенер је у могућности да генерише слику.

Блок дијаграм једног „СТ“ скенера је приказан на слици 4.10. Извор високог напона покреће сонду „X“ зрака која се окреће по обиму покретног постоља. Пацијент лежи у центру покретног постоља. Ово покретно постоље такође може да се креће напред назад чиме се може омогућити спирално скенирање пацијента. „X“ зраци пролазе кроз

пацијента и детектор „X“ зрака генерише дигиталну информацију о интензитету „X“ зрака. Детектор скенер скенира све детекторе „X“ зрака и прикупљене информације шаље систему за аквизицију података и даље систему за реконструкцију слике. Систем за реконструкцију слике добија информацију о положају сонде „X“ зрака у односу на покретно постоље и на основу података које је добио од система за аквизицију података генерише дводимензионалну слику једног попречног пресека пацијента.

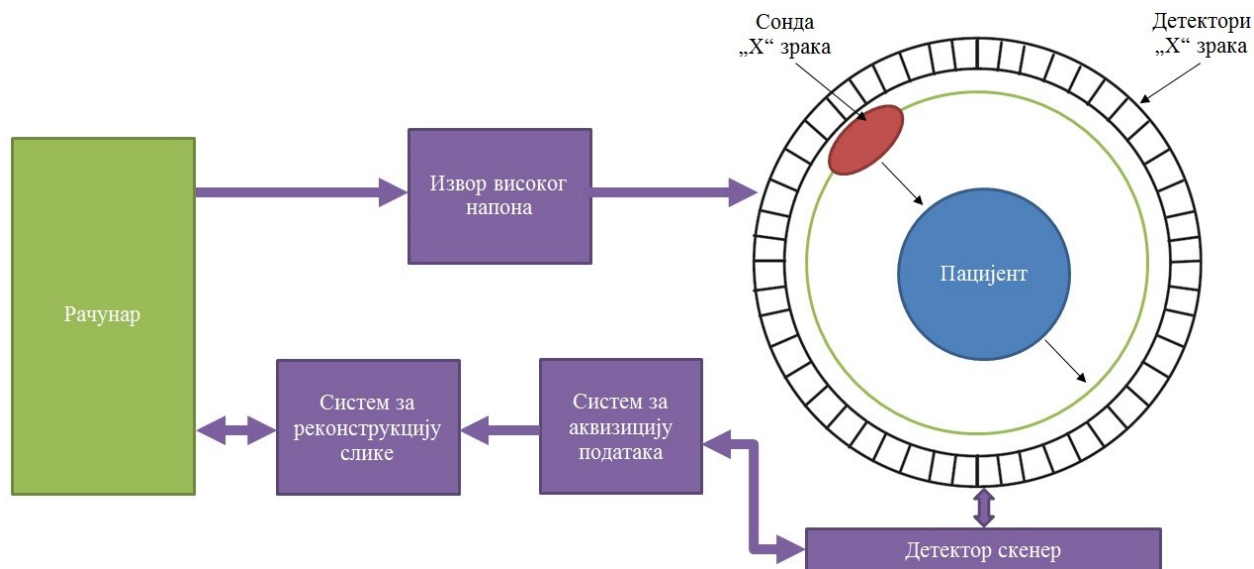


Слика 4.9 – Геометрија „СТ“ скенера

Иако су слике које се добијају помоћу „СТ“ скенера у општем случају верна презентација скенираног објекта оне такође пате од одређеног броја нежељених артефакта. Пругасти артефакти се најчешће јављају у околини материјала који највише блокирају „X“ зраке као што су метал или коска и најизраженији су приликом скенирања задњег дела мозга или у случају да у неким деловима тела има металних имплантата. Ови артефакти се могу смањити коришћењем новијих техника за реконструкцију слике [49, 50] или применом метода као што је редукција металних артефакта [51].

Делимичан ефекат скенираног објекта је још један тип нежељених артефакта. Он се јавља као замућење ивица слике. Јавља се зато што скенер није у могућности да направи разлику између мале количине материјала велике густине као што је на пример коска и велике количине материјала мале густине као што је то на пример хрскавица.

Алгоритми за реконструкцију обично сматрају да је пригушење „X“ зрака унутар сваког воксела хомоген, међутим ово не мора бити тачно код оштрих ивица. Ова врста артефакта се делимично може избећи користећи скенере који снимају тање попречне пресеке.



Слика 4.10 – Блок дијаграм „СТ“ скенера

Артефакти у облику прстена су можда и најчешћи облик артефакта код „СТ“ скенера. Код ових артефакта слика од једног или више прстенова се појављује унутар саме слике. Они су најчешће узроковани варијацијом у одговору индивидуалних елемената дводимензионалног детектора „X“ зрака због лоше калибрације [52]. Ефекат прстена се у великој мери може неутралисати нормализацијом интензитета, односно применом корекције равног поља [53]. Компаративна евалуација смањења ефекта прстена је показала да се применом методе Сијберса и Постнова [54] може практично неутралисати ефекат прстена.

Шум је још један вид нежељеног артефакта. Он се на слици појављује у облику зрна и узрокован је ниским односом сигнал-шум. Шум се најчешће јавља када се снимају тањи попречни пресеци. Такође се може јавити и у случају када се сонда „X“ зрака напаја са извором мале снаге који није довољно јак да би зраци прошли кроз прве слојеве објекта који се скенира.

Један важан проблем код „СТ“ скенера јесте и како смањити дозу зрачења а да се не утиче на квалитет слике. У општем случају веће зрачење даје слике веће резолуције

[55], док мање дозе зрачења обично воде до повећања шума у сликама и смањења оштрине слике. Међутим са повећањем дозе зрачења повећава се и штетност утицаја „СТ“ скенера на самог пацијента. Постоји неколико метода које успешно смањују дозу зрачења без негативног утицаја на квалитет слике [56]. Коришћењем нових софтверских технологија се знатно може смањити потребна доза зрачења. Нови итеративни алгоритми за реконструкцију обезбеђују изузетно високу резолуцију без употребе високе дозе зрачења. Такође, од изузетног је значаја знати који се део тела подлеже скенирању и на основу тога одредити потребну дозу зрачења, пошто различити органи и делови тела захтевају различите количине зрачења.

4.4.2. Магнетна резонантна томографија

Магнетна резонантна томографија је техника за аквизицију најчешће биомедицинских слика која се доста користи у радиологији за формирање слике анатомије и физиолошких процеса унутар тела како здравих тако и болесних особа. „MRI“ скенери користе јако магнетно поље, градијент магнетног поља и радио таласе како би генерисали слику органа унутар тела испитаника. Ова метода не користи „X“ зраке и код ње нема јонизујућег зрачења што представља главну разлику у односу на методе рачунарске томографије „X“ зрацима.

„MRI“ скенери у многим случајевима могу бити бољи избор од „СТ“ скенера. Они се на широко користе у медицинским установама у системима за дијагностику и одређивања тренутног стања одређене болести без излагања пацијената зрачењу. Међутим, „MRI“ скенирање може са собом носити и одређене неудобности. У поређењу са „СТ“ скенирањем „MRI“ скенирање траје знатно дуже и знатно је бучније и од испитаника се захтева да уђу у уску затворену тубу. Такође, људи са одређеним медицинским имплантатима или неким другим уграђеним металима који се не могу уклонити могу бити онемогућени да се безбедно подвргну процедури „MRI“ скенирања.

У оригиналном називу ова процедура се звала нуклеарна магнетна резонантна томографија. Временом се овај акроним „нуклеарна“ избацио из назива како би се избегле

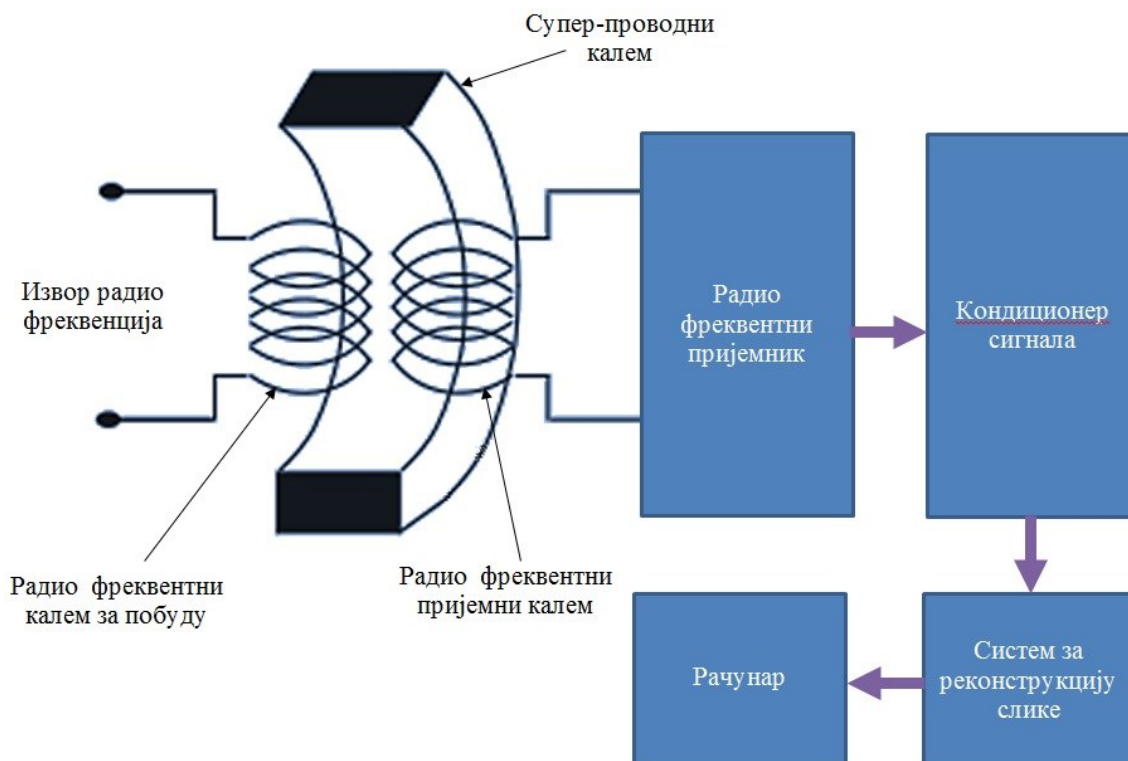
негативне асоцијације на ту реч [57]. Одређена атомска језгра су способна да апсорбују и емитују радио фреквенцијску енергију када се сместе у екстерно магнетско поље. Атоми водоника се најчешће користе да генеришу детектабилан радио фреквенцијски сигнал који се прима помоћу антена које се налазе у непосредној близини анатомије која се испитује. Атоми водоника се у обилним количинама налазе у људском организму а нарочито у води и мастима. Сваки молекул воде је сачињен од два атома водоника и једног атома кисеоника. Сваки атом водоника поседује по један протон. Сви елементи, укључујући и водоник, чија атомска језгра поседују непаран број протона или неутрона имају одговарајући спин и њему придружени магнетни момент.

Када се испитаник нађе унутар „MRI“ скенера он се налази под дејством јаког магнетског поља. Тада се сви његови протони слажу у смеру магнетског поља. У исто време протони такође ротирају у смеру магнетског поља. Тело испитаника у овом случају постаје намагнетисано. Поред дејства јаког магнетског поља на испитанике се делује и радио таласима који делују на протоне тако да се они одмакну од главне равни и започну ротацију око равни. Како би се ова ротација догодила потребно је да фреквенција радио таласа којима се делује на протоне буде једнака фреквенцији протона што је познато као магнетна резонанца, по чему је „MRI“ метода и добила назив.

Јачина намагнетисаности тела испитаника зависи од густине протона унутар ткива. С обзиром на то да у људском телу постоји доста протона ствара се јака магнетска индукција. Ова магнетска индукција ствара електричну струју у намотајима који се налазе у непосредној близини дела људског тела који су под дејством магнетског поља. Јачина генерисане електричне струје зависи од густине протона у ткиву. Ткива која имају већу густину протона даће електричну струју већег интензитета и обрнуто, ткива са мањом густином протона даће електричну струју мањег интензитета. На овај начин настаје контрастна резолуција, односно могуће је разликовати ткива у зависности од јачине њихове намагнетисаности, односно у зависности од јачине електричне струје која се генерише у намотајима.

На слици 4.11 је приказан блок дијаграм уопштеног „MRI“ скенера. Он се састоји из скенера који има пречник отвора реда неколико десетина центиметара. Статичко магнетско поље се генерише помоћу супер-проводног калема. Радио-фреквенцијски

намотаји се користе како би трансмитовали радио таласе који побуђују објекат који се скенира. Радио-фреквенцијски пријемник се користи како би прикупио информације о насталој намагнетисаности објекта који се скенира. Пре него што се пошаљу на реконструкцију слике сигнали се трансдукују и кондиционирају.



Слика 4.11 – Блок дијаграм „MRI“ скенера

И „MRI“ скенери су изложени одређеним нежељеним артефактима. Пругасти артефакти се најчешће јављају када се магнетско поље поремети са неким феромагнетним објектом. Други артефакти као што су на пример прстенови се јављају услед несавршености алгоритама за реконструкцију слике.

4.4.3. Микротомографија базирана на синхротронском зрачењу

Синхротронско зрачење представља електромагнетно зрачење које настаје када се наелектрисане честице убрзају радијално, односно када су оне предмет убрзања

нормалног на њихову брзину. Ово зрачење се производи у синхротронима који представљају уређаје за убрзање честица. Код синхротрона се наелектрисане честице крећу у хомогеном магнетском пољу кружним путањама брзинама које су константне. Губици енергије код ових честица које се крећу огромним брзинама реда брзине светлости су изузетно велики пошто су пропорционални четвртој степену енергије честица. Како би брзина кретања наелектрисаних честица у синхротрону остала константна потребно је непрекидно надокнађивати губитке енергије. Из овога се може закључити да је за исправан рад синхротрона потребно обезбедити велике количине енергије.

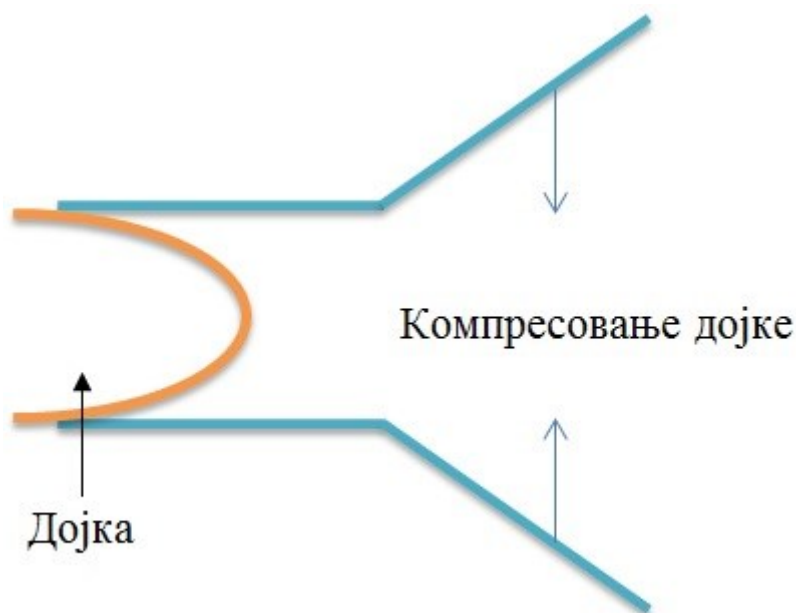
Конструкцијом синхротрона треће генерације у комбинацији са изузетним напретком у технологији детектора, складиштења података и рачунарским могућностима дошло се до појаве синхротронске микротомографије. Неколико лабораторијских микротомографа је успешно пуштено у комерцијалну производњу током последњих неколико година, али најбоље слике са становишта резолуције и односа сигнал-шум се добијају употребом синхротронског зрачења [58].

Употреба синхротронског зрачења у поређењу са обичним „X“ зрацима има неколико предности када се говори о микротомографији. Извор синхротронског зрачења производи монохроматски сноп зрачења већег интензитета што дозвољава аквизицију слика изузетно високе резолуције са високим односом сигнал-шум [59]. Такође, као последицу овоме имамо и знатно мање време које је потребно за аквизицију слика. Друга велика предност употребе синхротронског зрачења јесте што је могуће извршити микротомографију употребом монохроматског снопа зрачења за одабрану енергију. На синхротронима је енергија подесива и може бити оптимизована за одговарајући објекат или серију објеката. На крају, код овог система аквизиције слике је могуће извршити паралелну аквизицију слика.

Микротомографи који раде на бази синхротронског зрачења се већ користе за проучавање микроархитектуре трабекула, њено ремоделирање и минерализацију [60]. Ова техника се такође користи и за проучавање пропагације дугачких линеарних пукотина или микро-пукотина приликом деловања одређеног механичког оптерећења [61, 62, 63, 64].

4.4.4. Мамографија

Мамографија представља неинвазивну методу за рану детекцију канцера дојке. Она за свој рад користи „Х“ зраке како би извршила испитивање структуре дојке, при чему је доза јонизујућег зрачења знатно нижа од оне код на пример „СТ“ скенера. Мамографија се користи како у системима за дијагностику тако и у системима за скрининг.



Слика 4.12 – Принцип рада мамограма

За време вршења процедуре мамографије, дојка пацијента је постављена на равnoj површини и компресована са две паралелне површине, односно педале као што је то приказано на слици 4.12. Машина за производњу „Х“ зрака генерише мале дозе „Х“ зрака које пролазе кроз дојку до детектора који се налази на супротној страни. Детектор може бити или фотографска трака која снима слику на фотографски филм или електронски детектор који прослеђује сигнал рачунару у циљу снимања дигиталне слике.

Компресија дојке је потребна како би се она држала у месту и на тај начин елиминисала случајне покрете пацијента који као резултат дају замућену слику. Такође, компресијом дојке „Х“ зраци прелазе мању путању приликом доласка до детектора. Овим се смањује потребна доза зрачења и побољшава квалитет слике. На крају компресијом

дојке се омогућава да се сва ткива сниме у једној равни, чиме остаје мања шанса да се потенцијалне абнормалности не примете.

На мамографској слици ткива мање густине, као што су на пример масти, се приказују делимично провидним, док се гушћа ткива као што су тумори појављују као јака бела боја. Код стандардне мамографије узима се снимак дојке одозго и са стране, а по потреби, уколико то здравствени радник захтева, може се узети снимак из још неких углова.

5.

5. Алгоритми за сегментацију биомедицинских слика

Услед несавршености система за аквизицију слике, снимљене слике поседују доста дефеката због којих је потребно извршити додатну обраду слике. Ови дефекти се у одређеном броју случајева могу исправити прилагођавањем хардвера одговарајућој апликацији. Ова прилагођавања се могу односити на пример на повећавање броја снимљених слика за исту сцену или коришћењем инструмената бољег квалитета. Међутим, решења базирана на прилагођавању хардвера често захтевају доста времена и имају високу цену. Због тога је пожељно да се корекција слика извршава на рачунару коришћењем одговарајућих алгоритама који су брзи и знатно мање коштају. Ово исправљање дефеката на сликама се у општем случају назива претпроцесирање слике.

На слици 5.1 је приказан уопштени блок дијаграм сегментације слика. Слика добијена помоћу система за аквизицију се шаље јединици за претпроцесирање слика где се може вршити филтрирање слике у циљу отклањања шума, побољшања контраста слике и слично. Након претпроцесирања, потребно је извршити сегментацију слике што представља и први корак у анализи слика.

Сегментација слика представља једну од најчешћих процедура примењених у анализи биомедицинских слика. Она је такође и један од најважнијих задатака у самом процесу обраде слика [65]. У рачунарској визији, сегментација слика представља процес

дељења слике на више сегмената. Ова техника, односно група техника, се односи на дељење слика у регионе са сличним атрибутима. Атрибути могу бити на пример ниво сиве боје, боје, ивице, карактеристике текстуре или нека спектрална својства. Главни и основни циљ сегментације слика јесте да упрости презентацију слике у нешто што је знатно разумљивије и на тај начин омогући лакшу анализу слике у процесу обраде слика.



Слика 5.1 – Блок дијаграм сегментације слика

Процес сегментације слика је један од кључних делова великог броја апликација са применама у биомедицинској дијагностици. Алгоритми за сегментацију слика су коришћени за детекцију микрокласификација у мамографским сликама [66] чија је главна употреба у благовременој дијагностици и третману лезије. Калерги [67] је креирао аутоматизовани рачунарски алат за детекцију микрокласификација базиран на филтрирању таласићима и употреби вештачких неуронских мрежа. За екстракцију регије

са тумором и побољшање класификације мамографских слика коришћени су оператори који детектују ивице [68]. У циљу сегментације густих области слика груди и постојања масе, као и визуализације осталих региона у грудима коришћена је техника сегментације заснована на сечењу графова [69]. Такође, једно истраживање [70] је предложило пробабилистички приступ за екстракцију граница дојке из мамографских слика груди.

Детекција микрокласификација се у највећем броју случајева врши са претпроцесуираним сликама. Оливер [71] је филтрирао слике различитим врстама филтера у циљу креирања велике базе. Нове слике су упоређиване са базом где је сваки пиксел слике дојке центар закрпе. Као резултат се добијају слике вероватноће где већа осветљеност пиксела одговара већој вероватноћи микрокласификације.

Финални резултат процеса сегментације слика представља униформни регион. Квалитет сегментације се оцењује на основу односа униформности и хомогености испитиваних региона [72]. Региони треба да буду без оклопа а ивице региона глатке и просторно тачне.

Сегментација слика има изузетно велику и значајну улогу у дигиталној мамографији. Главни циљеви научника и истраживача су развијање софистицираног алата за анализу слика који би могли аутоматски да открију сумњиве регионе на сликама груди. Овај процес започиње екстракцијом региона од интереса из слике дојке, након чега се врши детекција сумњивих региона и њихова класификација. На крају се врши поређење са одговарајућим базама слика.

Сегментација слика има директан утицај на следеће кораке у анализи слика, који веома зависе од квалитета саме сегментације. Научници и истраживачи улажу доста труда како би развили ефективне технике за сегментацију слика. Неке од најпознатијих су технике базиране на граничнику, ивицама, регионима, градијенту, класификацији и слично. Међутим, у великом броју случајева ниједна од ових техника није у могућности да изврши сегментацију високе тачности и ефикасности. Због тога се често врши и комбинација две или више техника како би се постигли бољи резултати.

5.1. Претпроцесирање слике

Претпроцесирање слике представља операцију над сликама са најнижим нивоом апстракције. Код претпроцесирања слика, слике које се добијају са излаза одговарајућих система за аквизицију слике поседују одређене грешке. Те грешке се исправљају употребом одговарајућих математичких модела. Главни циљ претпроцесирања слика је да се унапреди изглед слике која садржи неке нежељене дисторзије или да се побољша квалитет неких особина слике које су важне за даље процесирање. Две главне технике претпроцесирања слика се односе на уклањање шума и побољшање контраста.

5.1.1. Уклањање шума са слике

Слике које се снимају помоћу различитих система за аквизицију могу садржати различите врсте шума. Шум се може јавити док се читају информације са камера, приликом трансфера сигнала од камере до рачунара, приликом дигитализације сигнала и слично. Због тога је врло важно уклонити шум након дигитализације слике. Један од најефикаснијих начина да се уклони шум са слике јесте да се слика усредњи сама са собом.

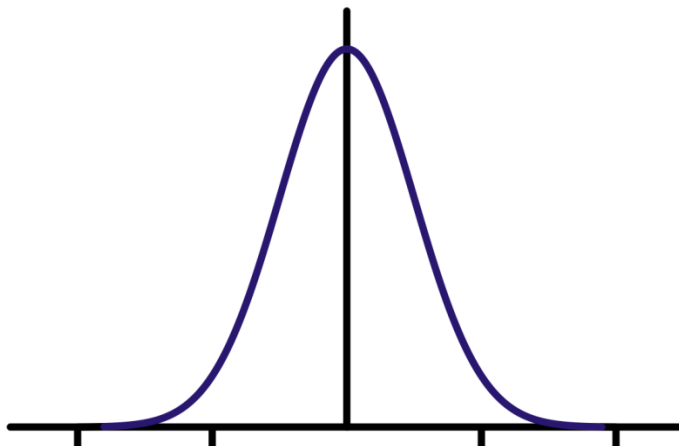
Најједноставнији метод да се слика усредњи сама са собом је коришћењем линеарног филтера. Код овог типа филтера вредност интензитета пиксела се усредњи коришћењем вредности интензитета њему суседних пиксела у малом региону. Линеарно филтрирање се може описати следећом једначином:

$$f'(x, y) = \frac{\sum_{i=-M}^{+M} \sum_{j=-M}^{+M} w_{i,j} f(x+i, y+j)}{\sum_{i=-M}^{+M} \sum_{j=-M}^{+M} w_{i,j}} \quad (5.1)$$

У горњој једначини x и y представљају координате пиксела у слици, $f(x, y)$ представља вредност пиксела на координати (x, y) , M представља величину филтера и w представља ширину филтера. Величина и ширина филтера се могу подешавати како би се уклонили различити типови шума. На пример, повећавањем ширине централног пиксела

може да доведе до тога да централни пиксел доминира у усредњавању, док повећавањем величине филтера може резултирати у углађеној слици са мање шума али у исто време и квалитет детаља унутар слике може бити смањен.

Гаусијанов филтер спада у групу линеарних филтара. Његов импулсни одговор представља Гаусијанову функцију или неку њену апроксимацију. Облик импулсног одговора типичног Гаусијановог филтера је приказан на слици 5.2. Гаусијанов филтер има особину да не поседује прескакање на улазну степ функцију док у исто време смањује време раста и падања. Он се најчешће користи како би замутио слику или како би смањио шум на слици. Такође се користи као први корак у откривању ивица на слици.

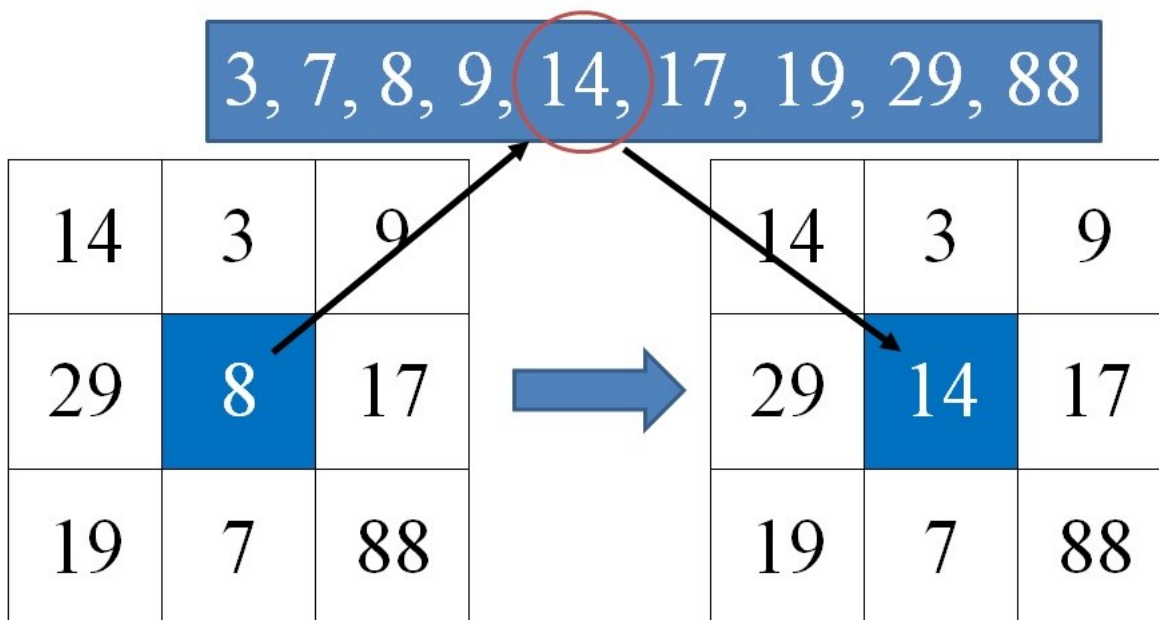


Слика 5.2 – Импулсни одговор типичног Гаусијановог филтера

Високопропусни и нископропусни филтери су такође линеарни филтери који пропуштају високу и ниску фреквенцијску компоненту и слабе компоненту са фреквенцијом нижом и вишом од задате фреквенције. Високопропусни филтер се може користити како би се повећала оштрина слике. Нископропусни филтер се може користити за глађење и замућивање слике.

Још једна врста филтера која је веома популарна су медијан филтери. Идеја која лежи иза ових филтера јесте да он прође кроз целу слику пиксел по пиксел и да сваки пиксел замени са средњом вредношћу њему суседних пиксела. Наиме, код ових филтера вредност пиксела у неком мањем региону који је одређен величином филтера се испитује, након чега се вредност централног пиксела замени са средњом вредношћу испитиваних

пиксела, као што је то приказано на слици 5.3. Ови филтери се могу користити да се уклони шум на слици без умањења осветљености слике. Још једна особина овог филтера јесте да не помера ивице слике.

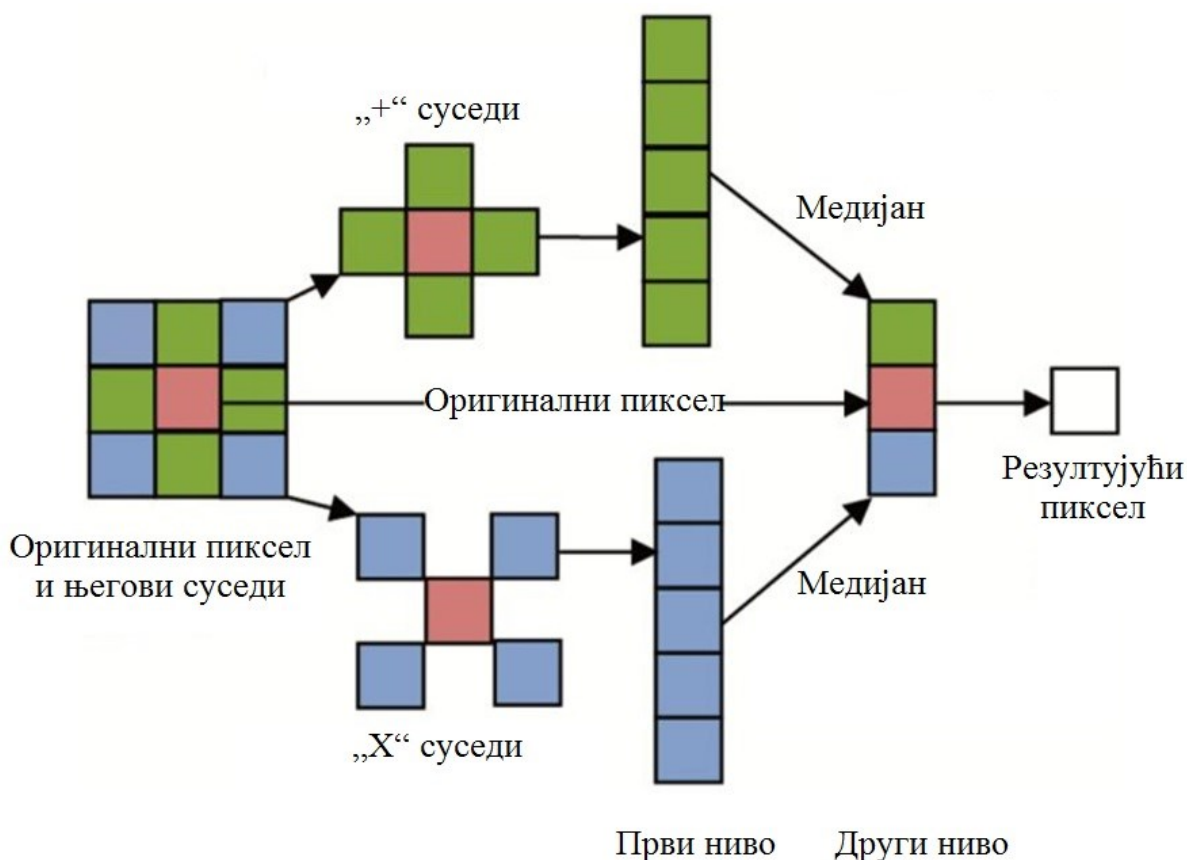


Слика 5.3 – Изглед медијан филтера

Хибридни медијан филтер представља модификовану верзију медијан филтера и може се применити за отклањање импулсног шума без губитка ивица. У суштини хибридни медијан филтер задржава ивице много боље него стандардни медија филтер. Како би се израчунала вредност пиксела применом овог филтера регион који се посматра се дели на 3 сегмента као што је то приказано на слици 5.4. Први сегмент чине такозвани „+“ суседи, други сегмент чине такозвани „X“ суседи и трећи сегмент представља оригинални пиксел. Вредност новог сегмента се рачуна као средња вредност средњих вредности сваког од ова три сегмента.

Адаптивни медијан филтри су још једна варијација медијан филтера. Они се углавном користе да направе разлику између лоших и добрих пиксела, при чему лоше пикселе замене са медијан вредношћу а добре пикселе не мењају. Они се најбоље понашају у сликама са ниском густином шума, али могу врло успешно да отклоне шум и код слика са високом густином шума након што довољно повећају величину прозора који

се посматра, што ће резултирати у мањој корелацији између лошег пиксела и медијан пиксела који га замењује.



Слика 5.4 – Изглед хибридног медијан филтера

5.1.2. Побољшавање контраста слике

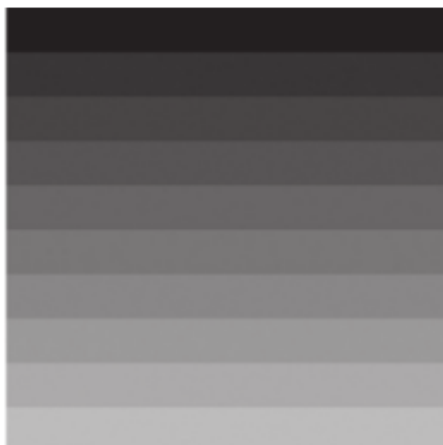
У неким случајевима снимљене слике могу имати лош контраст. Другим речима вредности пиксела у сликама су се окупиле и лоцирале у мањим групама по нивоима. Као резултат томе дешава се да се пиксели са различитим вредностима не могу добро разликовати један од другог. На пример на слици 5.5 је приказана слика чије се вредности пиксела налазе у опсегу од 100 до 109. На овој слици готово да је немогуће уочити разлику између пиксела. Сврха побољшавања контраста слике јесте да повећа разлику између вредности пиксела тако да се она јасно може уочити. Већина алгоритама за

повећање контраста слике користи хистограме који графички приказују појављивање различитих вредности пиксела унутар слике.



Слика 5.5 – Илустрација слике са малим контрастом

Код технике скалирања хистограма, оригинални хистограм се пребацује из сопствене скале у неку другу скалу. У највећем броју случајева оригинални хистограм се пребацује из мање у већу скалу. Захваљујући томе вредност разлике између две суседне вредности се повећава, чиме се и повећава контраст слике. На слици 5.6 је приказана слика која је настала применом технике скалирања хистограма над сликом 5.5. Наиме хистограм оригиналне слике који је ишао од 100 до 109 је скалиран тако да на новодобијеној слици он иде од 0 до 200. На тај начин се разлика између две суседне вредности оригиналне слике повећала са 1 на 20, што се јасно може уочити.



Слика 5.6 – Илустрација слике са великим контрастом добијане техником скалирања хистограма

Већина функција за трансформацију скалирања хистограма су ипак ограничене на горњи случај. Због тога је од суштинске важности развити флексибилну и оптималну функцију која се може користити за већи број различитих врста слика. Имајући ово у виду, развијено је изједначавање хистограма помоћу којег се генерише униформнији хистограм од оригиналног хистограма тако што се рашире вредности пиксела на хистограмским максимумима а скупе на хистограмским минимумима [73]. Изједначавање хистограма се може описати следећом једначином:

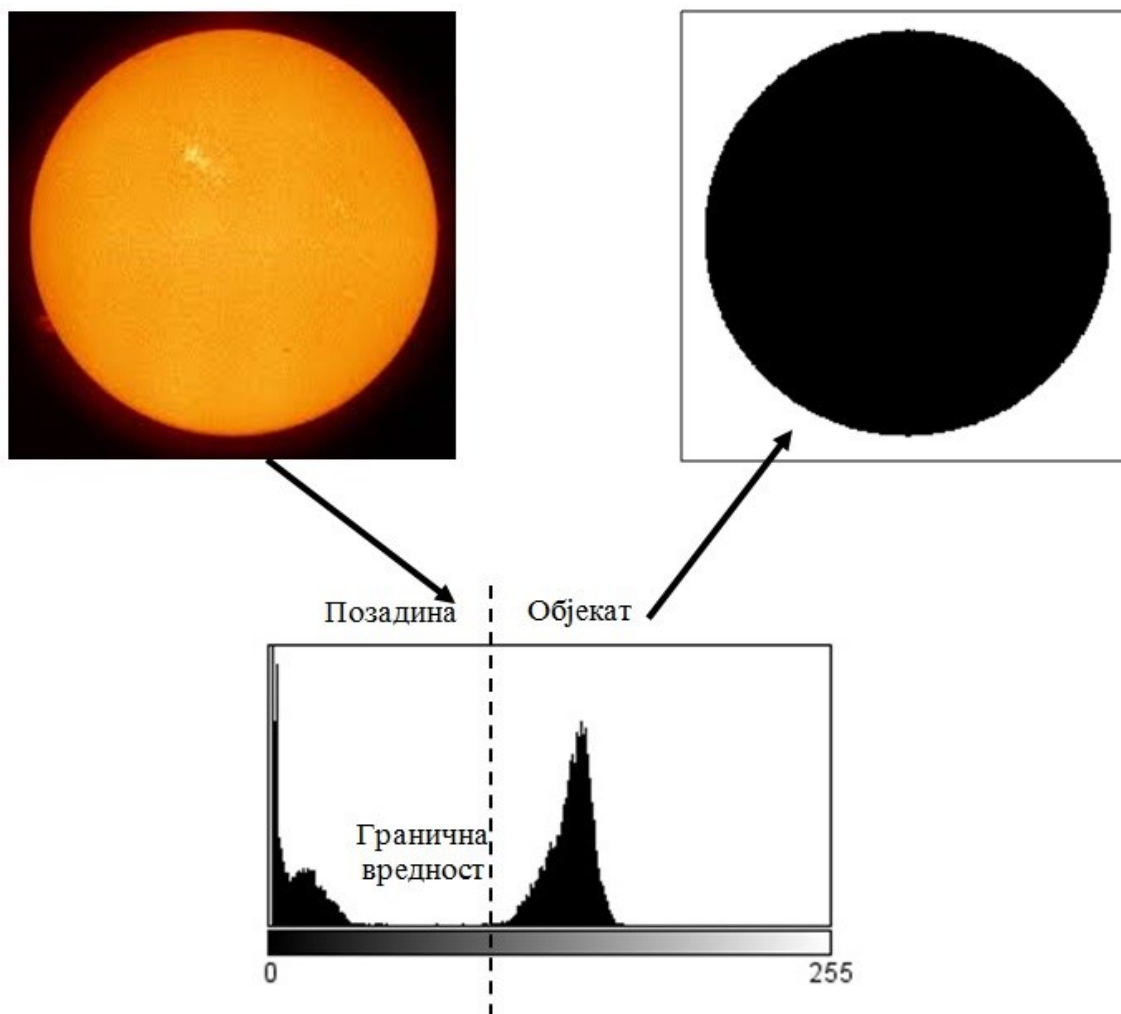
$$j' = \frac{\sum_{i=l}^j H(i)}{\sum_{i=l}^L H(i)} \quad (5.2)$$

У горњој једначини H представља оригинални хистограм, l и L представљају минимум и максимум хистограма респективно, i представља редни број вредности у хистограму док j и j' представљају вредности у оригиналном хистограму и изједначеном хистограму респективно. У неким случајевима контраст треба да буде конструисан по ограниченим регионима како би се одржала визуелна информација објеката унутар слике, а поготову оних са хомогеном расподелом вредности пиксела.

5.2. Сегментација слике базирана на граничној вредности

Сегментација слике базирана на граничној вредности представља једну од најједноставнијих метода за сегментацију слика. Коришћењем ове методе могуће је извести бинаризацију црно-беле слике са више нијанси сиве боје [74]. Ако се посматра црно-бела слика са доста нијанси сиве боје код које је тамнијим нијансама сиве боје означен објекат док је светлијим нијансама сиве боје означена позадина на такав начин да су пиксели објекта и позадине груписани у два доминантна нивоа сиве боје, онда се објекат може извући из слике тако што би се нашла гранична вредност која раздваја ова два доминантна нивоа сиве боје. У том случају би се сви пиксели чији је интензитет већи од граничне вредности посматрали као пиксели објекта а сви остали пиксели чији је интензитет мањи од граничне вредности посматрали као пиксели позадине. Из овога се може закључити да у општем случају сегментација слике базирана на граничној вредности

ради тако што се сваки пиксел у слици замењује са црним пикселом ако је његова вредност мања од задате граничне вредности, а у случају да је његова вредност већа од задате граничне вредности замењује се белим пикселом.

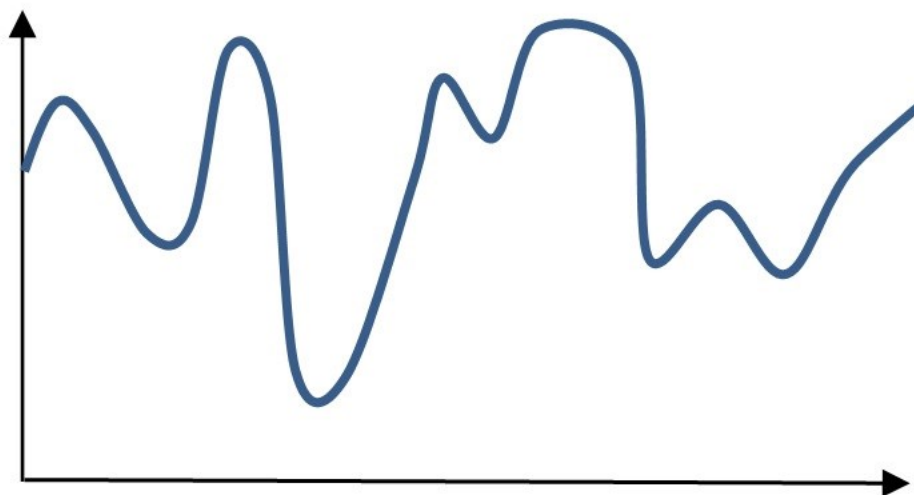


Слика 5.7 – Одређивање граничне вредности

Код сегментација слике базирани на граничној вредности хистограм слике се може поделити на две доминантне вредности и у том случају се користи само једна гранична вредност за сегментацију слике. Ова врста сегментације слике базирани на граничној вредности се назива и сегментација са два нивоа и приказана је на слици 5.7. Хистограм слике се може поделити и на више доминантних вредности и тада се сегментација назива сегментација са више нивоа. У граничној сегментацији са два нивоа пиксели чије су вредности ниже од граничне означавају најчешће позадину слике, а пиксели чије су

вредности више од граничне означавају објекат на слици. Код граничне сегментације са више нивоа постоји више задатих граничних вредности и обично се пиксели чије су вредности између две сукцесивне граничне вредности сматрају да припадају једној класи.

Код граничне сегментације са три нивоа дефинисане су две класе. Једној класи припадају сви пиксели чије су вредности између граничних, а другој класи припадају сви остали пиксели чије су вредности изван граничних. У теорији је могуће да постоји бесконачан број граничних вредности у зависности од броја објеката на слици која се анализира, при чему оптерећење рачунара расте експоненцијално. На пример, код граничне сегментације са четири нивоа временска сложеност би била „ $O(L^3)$ “ где „ L “ представља број нивоа сиве боје у црно-белој слици, који је обично 256. Ово као резултат има да све граничне сегментације са више од 3 нивоа нису погодне за апликације, па се у пракси најчешће могу срести граничне сегментације са 2 или 3 нивоа.



Слика 5.8 – Пример хистограма слике где није могуће користити глобални граничник

Јасно се може закључити да се у горњем примеру говорило о граничној сегментацији при чему је граничник имао фиксну вредност дуж целе слике. Овакви граничници се називају и глобални граничници. Међутим, сегментација базирана на глобалној граничној вредности није увек могућа.

У случају да слика има хистограм као што је то приказано на слици 5.8, где може постојати доста објеката са различитим нивоима сиве боје или где позадина нема

јединствену нијансу сиве или у случају да постоји доста шума на слици, сегментација базирана на глобалној граничној вредности није могућа. Тада се може користити локална гранична вредност која представља прилагодљиву вредност која се одређује на основу локалних карактеристика пиксела. Да би се користио локални граничник потребно је целу слику поделити на регионе и одредити граничну вредност за сваки регион независно и затим применити сегментацију по региону. Код адаптивне сегментације на бази граничне вредности за сваки пиксел у слици се одређује гранична вредност на основу хистограма њему суседних пиксела.

Одабир вредности граничника представља посебну проблематику приликом сегментације слика на бази граничне вредности. Ручни одабир граничне вредности представља најједноставнију технику и има примену код великог броја комерцијалних софтвера. И поред тога што је овај метод поприлично једноставан и лак за коришћење он није прилагодљив за апликације где је потребно аутоматски извршити сегментацију слика без интеракције са корисником. Због тога је потребно развити алгоритме који су способни да аутоматски одреде граничну вредност.

Један од првих алгоритама који је могао да аутоматски одреди потребну граничну вредност је предложен од стране Ридлера и Калварда [75] и назван је изодата алгоритам. По овом алгоритму гранична вредност се прво претпостави или се у већини случајева постави на средњу вредност свих пиксела у слици. Затим се ова вредност користи да подели хистограм слике на две класе „А“ и „В“. Средња вредност интензитета обе класе се затим рачуна и добијају се вредности „ m_a “ и „ m_b “. Нова гранична вредност се затим рачуна као средња вредност „ m_a “ и „ m_b “. Нова гранична вредност се итеративно ажурира све док се не испуни услов конвергентности.

Функција циља се такође користи како би се одредила гранична вредност. Прво се изврши нормализација хистограма и он се посматра као дистрибуција вероватноћа применом следеће једначине:

$$h(j) = H(j) / \sum_{i=1}^L H(i) \quad (5.3)$$

Дистрибуција вероватноћа се класификује у два скупа, на пример објекат и позадина, коришћењем граничне вредности која се добија као вредност интензитета

пиксела итеративно селекутована од минималне до максималне вредности интензитета. Оптимална гранична вредност је одређена као она гранична вредност која максимизује функцију циља. Функције циља базиране на варијанси и ентропији су две функције циља које се најчешће користе.

Код функције циља засноване на варијанси оптимална гранична вредност се претражује тако да задовољи варијансу између скупова, што се може израчунати помоћу следеће једначине:

$$\sigma = \frac{[\mu(L)\omega(t) - \mu(t)]^2}{\omega(t)[1 - \omega(t)]} \quad (5.4)$$

У горњој једначини ω и μ представљају нулти и први кумулатив вероватноће дистрибуције респективно. Код функције циља засноване на ентропији оптимална гранична вредност се одређује као вредност интензитета пиксела која максимизује суму ентропија два скупа. Коришћење функције циља базиране на варијанси се препоручује у општем случају осим када је популација једног скупа знатно већа од популације другог [76], пошто функција циља базирана на ентропији задржава стабилне перформансе када се обрађују слике са различитим односима популације. Када је дистрибуција вероватноћа једне вредности интензитета пиксела превише мала тада је ентропија експоненцијално већа од других вредности што може да доведе до потенцијално великих грешака у рачуну [77]. Због тога се може десити да одабрана гранична вредност буде мање поуздана.

Кластеризација хистограма је још једна метода која се користи за одређивање граничне вредности за сегментацију слика. Кластеризација методом К-средњих вредности се користи у највећем броју случајева. Једна вредност интензитета у распону од „ L “ до „ L “ се бира као гранична вредност како би се хистограм поделио на два скупа „А“ и „В“, од којих један представља објекат а други позадину, са средњим вредностима интензитета „ m_a “ и „ m_b “.

Уколико гранична вредност задовољава критеријум да је свака вредност интензитета скупа „А“ ближа „ m_a “ и да је свака вредност интензитета скупа „В“ ближа „ m_b “, онда се та гранична вредност узима као кандидат за финалну граничну вредност. Након тога се рачуна грешка сваког кандидата за граничну вредност помоћу доње

једначине и она гранична вредност која буде имала најмању грешку се бира као оптимална.

$$e = \sum_{i=l}^L H(i)[i - \mu(t)] \quad (5.5)$$

Поред горе набројаних метода за одређивање граничне вредности за сегментацију слика постоје и многе друге као што су техника најмање грешке [78], техника очувања тренутка [79], техника ширења прозора [80], фази техника [81] и сличне. Међутим, оне су знатно мање популарне и доста комплексније од горе објашњених техника.

5.3. Сегментација слике базирана на ивицама

Како свака слика у себи садржи доста редувантних података истраживачи су открили да се већина података налази у ивицама. Под ивицама се може мислити на границе објеката као и промене у оријентацији равни и текстурама. Ивице обично одговарају местима на слици где се интензитет сиве боје знатно разликује између два региона.

Детекција ивица представља процес лоцирања ивица на слици. Детекција ивица на слици представља врло важан корак у разумевању слике. Детекцијом ивица се знатно смањује величина слике и филтрира део информација које нису од великог значаја и задржава се само део који носи главне информације о структурним својствима слике. Пошто се ивице често појављују на локацијама на сликама које представљају границе неког објекта, детекција ивица се доста користи у сегментацији слика када су слике подељене у области које одговарају различитим објектима. Детекција ивица се посебно користи за изражавање делова тумора на мамографским снимцима као и да прикажу одређене абнормалности на „MRI“ снимцима.

Детекција ивица се врло често врши помоћу оператора ивица који треба до открије дисконтинуитете и лоцира тачке са наглим променама сиве боје. Постоји доста метода за детектовање ивица а већина њих се заснива на методи градијента и Лапласовој методи. Метода градијента детектује ивицу тако што тражи максимум и минимум у првом

деривату слике. На пример Робертов, Превитов и Собелов оператор детектује вертикалне и хоризонталне ивице, док се оштре ивице могу одредити применом сегментације са одговарајућом граничном вредношћу. Лапласов метод тражи нулте прелазе у другом деривату слике како би нашао ивице.

5.4. Сегментација слике базирана на регионима

Постоје две основне технике за сегментацију слика базиране на регионима: техника раста и спајања и техника раздвајања и спајања. Код технике раста и спајања, пиксел се иницијално одабере као регион који расте. Суседни пиксели региона се итеративно спајају, односно упадају у регион, уколико поседују сличне карактеристике као што су на пример интензитет или текстура. Ово итеративно спајање се врши све док нема више пиксела који би могли упасти у регион. Након тога се ова процедура понавља са неким другим пикселем који претходно није упао у неки други регион. То се понавља све док сви пиксели не постану део неког региона. Применом ове технике се често добијају слике које су превише издељене на регионе услед постојања шума у слици. Због тога се након ове процедуре врло често врши и пост-процесирање како би се мали сегменти слике спојили са њиховим суседним регионима који заузимају велику површину.

Код технике раздвајања и спајања читава слика се иницијално посматра као један регион који се итеративно раздваја у мање региона са униформним карактеристикама као што су на пример боја, градијент или текстура. Процес сегментације се завршава када више не постоји нити један регион са неуниформним карактеристикама који би се могао раздвојити. Слично као и код технике раста и спајања, како би се превазишао проблем превелике подељености на мале сегменте, ови мали региони се спајају са њиховим суседним регионима који имају довољно велику површину да би се могли сматрати независним регионима.

Алгоритми за сегментацију слика базирани на регионима се обично препоручују за сегментацију комплексних слика у којима је број скупова велики и неодређен. Ови

алгоритми су такође веома захтевни за рачунар и врло често захтевају доста времена за процесирање.

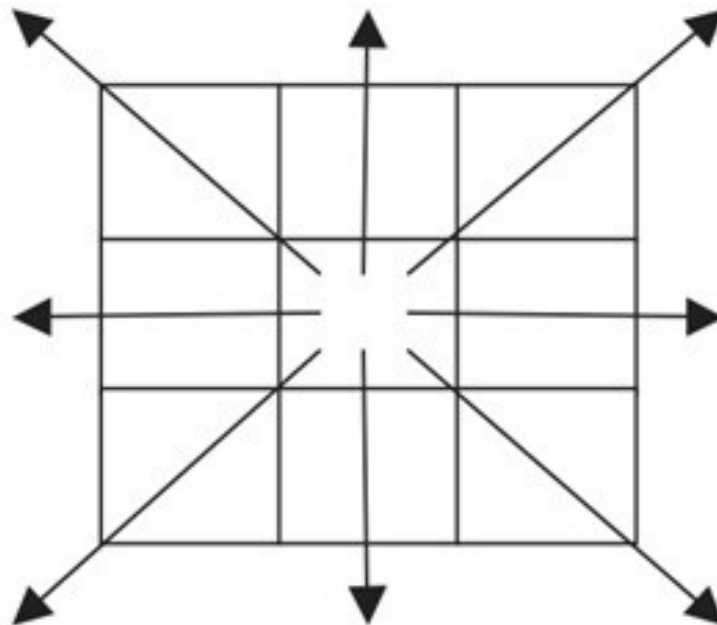
5.5. Сегментација слике базирана на градијентима

Сегментација слике базирана на градијентима јесте једна од омиљених сегментација из простог разлога што се границе локалног контраста лако могу уочити и на тај начин се могу лако детектовати и ивице објекта. Код ове врсте сегментације градијент слике се најчешће рачуна коришћењем конволуционог оператора градијента, а гранична вредност се поставља тако да се открију ефективне ивице чији је градијент већи од граничника. Граничник се може одабрати на основу кумулативне вредности градијента хистограма слике према шеми која каже да се 5-10% пиксела са највећим градијентом могу сматрати ивицама [82]. Посматрајући слику као функцију “ f ” која зависи од вредности пиксела (x, y) градијент g се може израчунати помоћу следеће једначине.

$$g = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2} \quad (5.6)$$

Код дигиталних слика оператор градијента се може сматрати аналогним оператором усредњавања који се користи за уклањање шума. Међутим, за разлику од оператора усредњавања, ширине оператора градијента нису ексклузивно позитивни цели бројеви. Најмање један негативан цео број је присутан у ширинама како би се вредност интензитета централног пиксела могла одузети од вредности суседних пиксела у циљу повећања контраста између суседних пиксела за рачунање градијента.

Градијенти се могу израчунати у укупно 8 праваца као што је то приказано на слици 5.9. Сума ширина оператора градијента је најчешће 0. Неки од најпознатијих оператора градијента који се употребљавају су Собелове оператор, Превитов оператор, Робертов оператор и Кирш оператор [83].



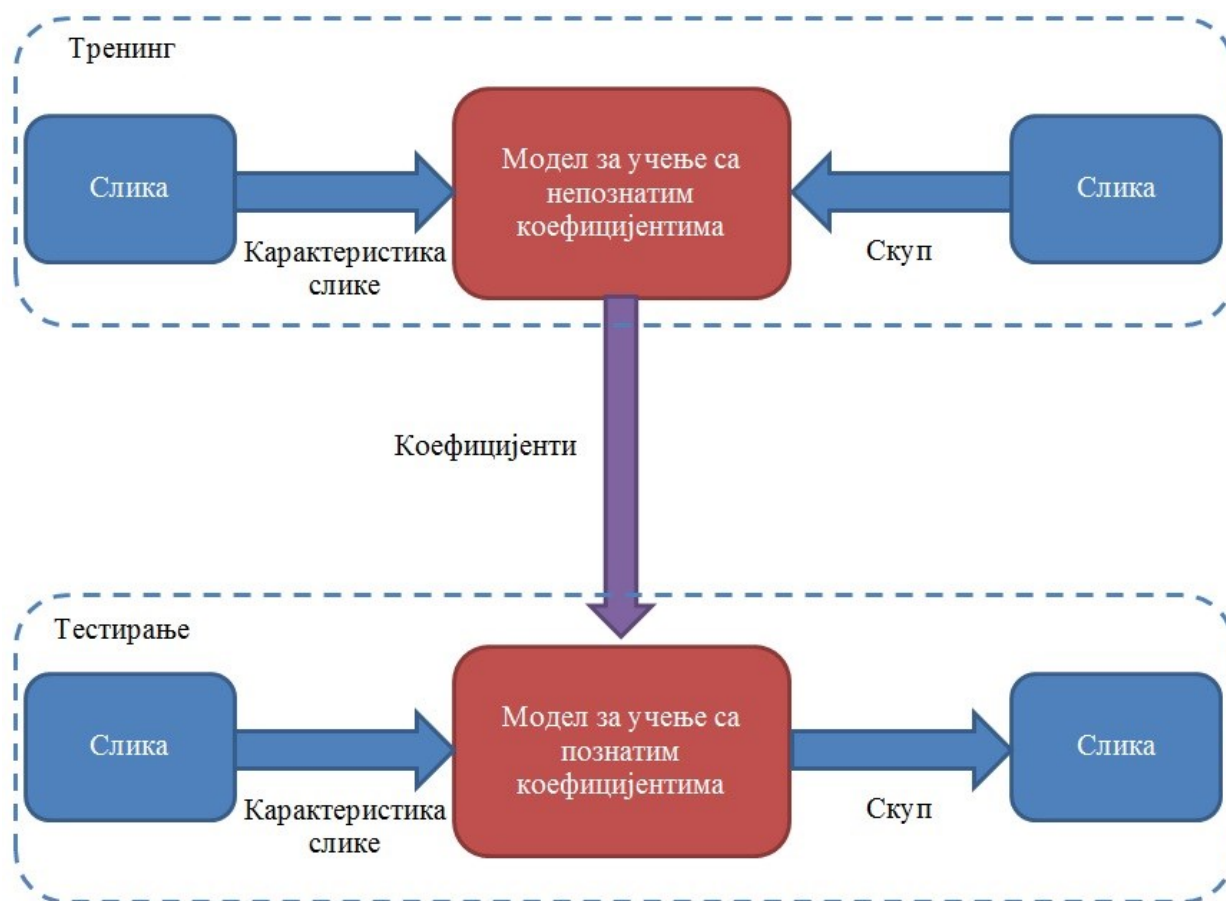
Слика 5.9 – Осам могућих праваца за рачунање градијента

5.6. Сегментација слике базирана на класификацији

Сегментација слике базирана на класификацији представља методу орјентисану ка пикселима у којој се сваки пиксел посматра као целина за себе и који има вредност у зависности од неке карактеристике слике као што то могу бити боја, облик и текстура. Затим се формира матрица која садржи све пикселе и она представља улазни скуп података за класификацију. Сваки пиксел се затим класификује у одређени скуп према његовој вредности, а користећи модел за учење [84]. Ти скупови могу бити објекат и позадина или дефектни пиксел и пиксел без недостатака и слично.

Скуп слика који је успешно ручно сегментиран од стране човека се прослеђује као скуп за тренирање односно учење. Коефицијенти модела за учење су добијени на тај начин да се скуп слика за тестирање може класификовати коришћењем истог модела са задатим коефицијентима. Један пример који приказује ову врсту класификације је приказан на слици 5.10. Иако је скуп слика за учење изузетно пожељан, он ипак није

обавезан, пошто постоје одређене технике учења без надзора, као што су то на пример кластеризација или само-организациска мапа, код којих пиксели могу бити класификовани у различите скупове без икаквог предзнања. Ипак, у већини случајева, тренинг без надзора нема тако високу тачност као тренинг са надзором. Због тога је пожељно обезбедити скуп слика за тренирање.



Слика 5.10 – Сегментација слике базирана на класификацији

Једна од мана метода сегментације на бази класификације јесте то што је пре почетка сегментације потребно знати циљ сегментације. Другим речима, број скупова у који је потребно поделити слику је потребно унапред знати. Још један недостатак ове методе јесте да њене перформансе у великој мери зависе од два кључна фактора: модела за учење који се користи и карактеристика слике које се користе као променљиве.

Пошто је интензитет пиксела примарна информација која се налази у пикселу, она представља најпопуларнију и највише коришћену информацију за класификацију.

Интензитет сваког пиксела представља једну вредност код црно-белих слика са нивоима сиве боје или три вредности код слика у боји. У неким случајевима, како би се извукло више информација о пикселу, карактеристика пиксела се може добити из малог региона чији је тај пиксел центар. Према томе, поред вредности интензитета пиксела, текстура слике се такође може користити као класификациона карактеристика [85].

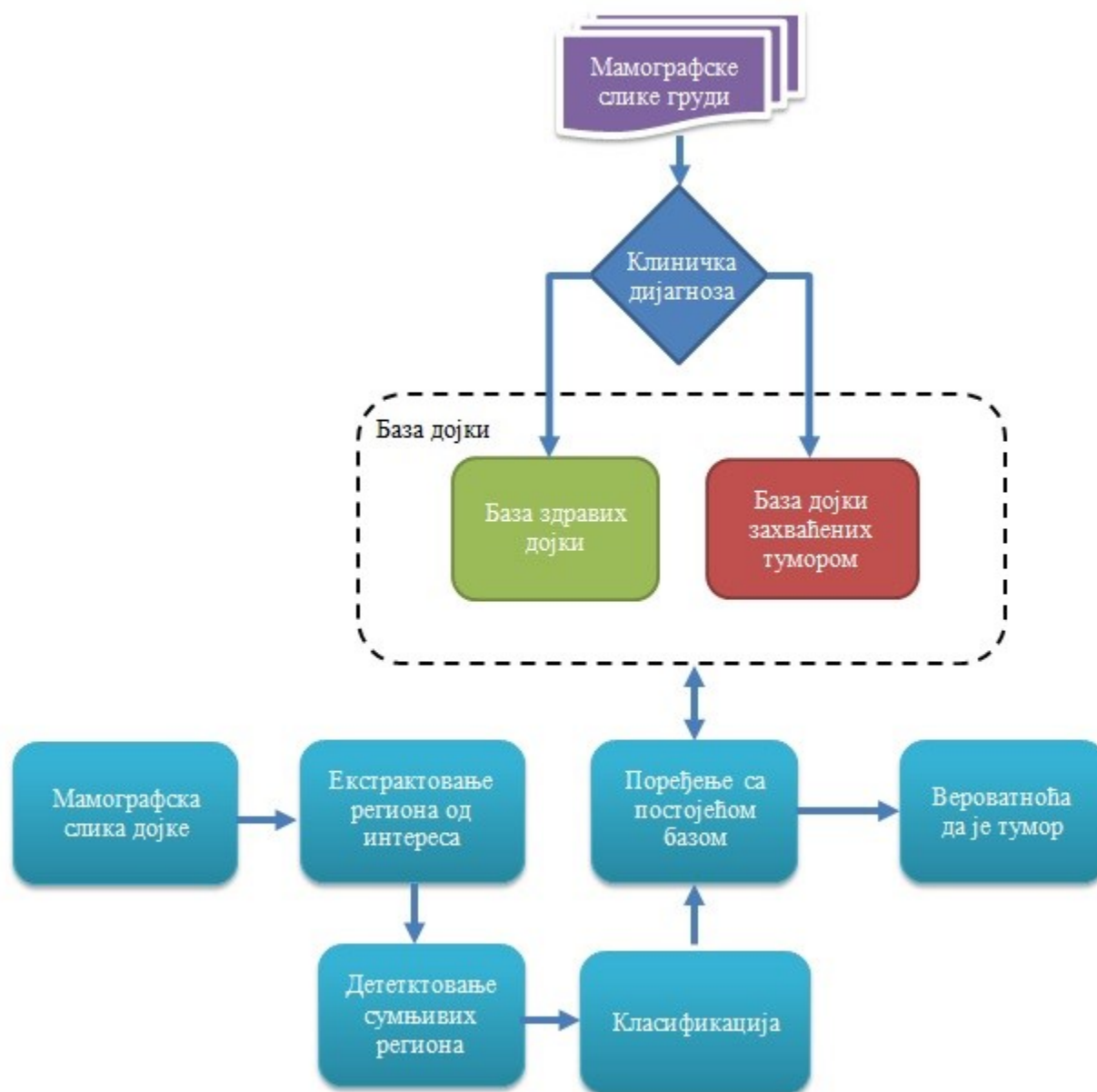
6.

6. Алгоритам за сегментацију мамографских слика дојке

Једна од најчешћих метода у медицинској дијагностици за рано откривање тумора дојке јесте употреба дигиталне мамографије. Мамографија представља процес снимања груди приликом кога се користе „X“ зраци слабог зрачења у циљу испитивања унутрашње структуре дојке. Као и све методе за аквизицију слика које користе „X“ зраке и мамографија користи јонизујуће зрачење како би снимила слике. Међутим, ово зрачење је доста мање него код других метода и нема тако велики штетан утицај на здравствено стање испитаника. Након аквизиције мамографских слика дојке, оне се даље анализирају. Приликом те анализе се на мамографској слици дојке траже сви сумњиви региони који би потенцијално могли представљати тумор. Употребом ове методе је могуће открити тумор у веома раној фази његовог развоја, још пре него што пацијент било шта и примети, и захваљујући томе је могуће извршити успешно лечење. Управо због тога се препоручује превентивно подвргавање мамографији. Пожељно је да се након четрдесете године живота већ почне са превентивним испитивањима.

Један од главних циљева научника и истраживача јесте развој софистицираног система за аутоматску детекцију сумњивих региона на мамографској слици дојке. На улаз овог система би долазиле мамографске слике дојки и алат би требао да има способност да успешно анализира слике и заокружи све регионе не слици који би потенцијално могли да

одређују тумор. На слици 6.1 је приказан уопштени блок дијаграм система за рано откривање тумора дојке.

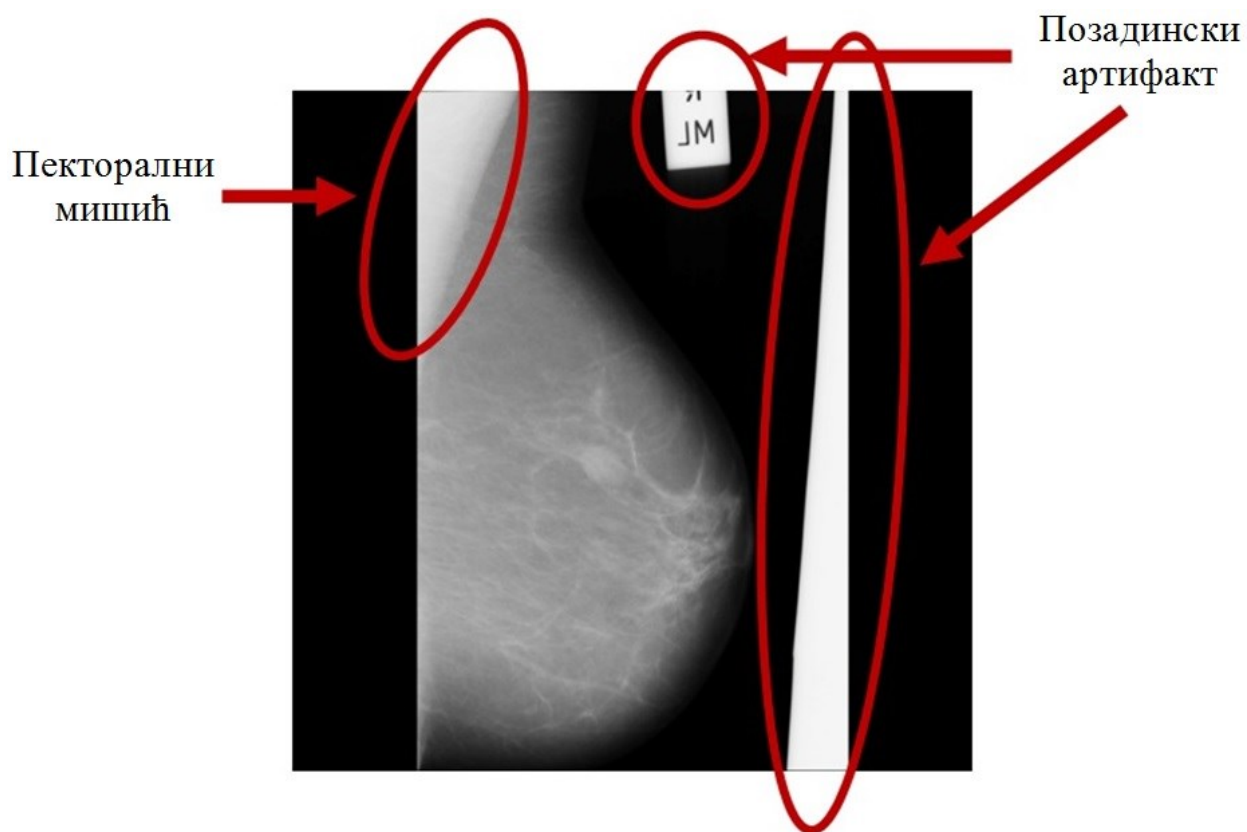


Слика 6.1 – Блок дијаграм система за рано откривање тумора дојке

Како би овакав систем успешно радио прво га треба истренирати односно направити базу знања. База знања представља базу мамографских слика дојки које су груписане у два скупа према томе да ли су здраве или имају тумор. У циљу моделирања базе знања велики број мамографских слика дојки се прегледа и када се успостави

клиничка дијагноза оне се класификују у одговарајући скуп. Након моделирања довољно велике базе знања може се почети са коришћењем система.

На улаз система за рано откривање тумора дојке доводе се мамографске слике. Након тога се из мамографских слика екстрактује регион од интереса, односно са слика се уклањају сви непотребни сегменти. Регион од интереса мамографских слика дојки се прослеђује модулу за детектовање сумњивих региона. Овај модул врши анализу слике и извлачи све регионе у којима постоји могућност постојања тумора. Након тога се врши класификација региона и поређење са базом знања. Резултат тог поређења је вероватноћа да анализирани регион може имати тумор.

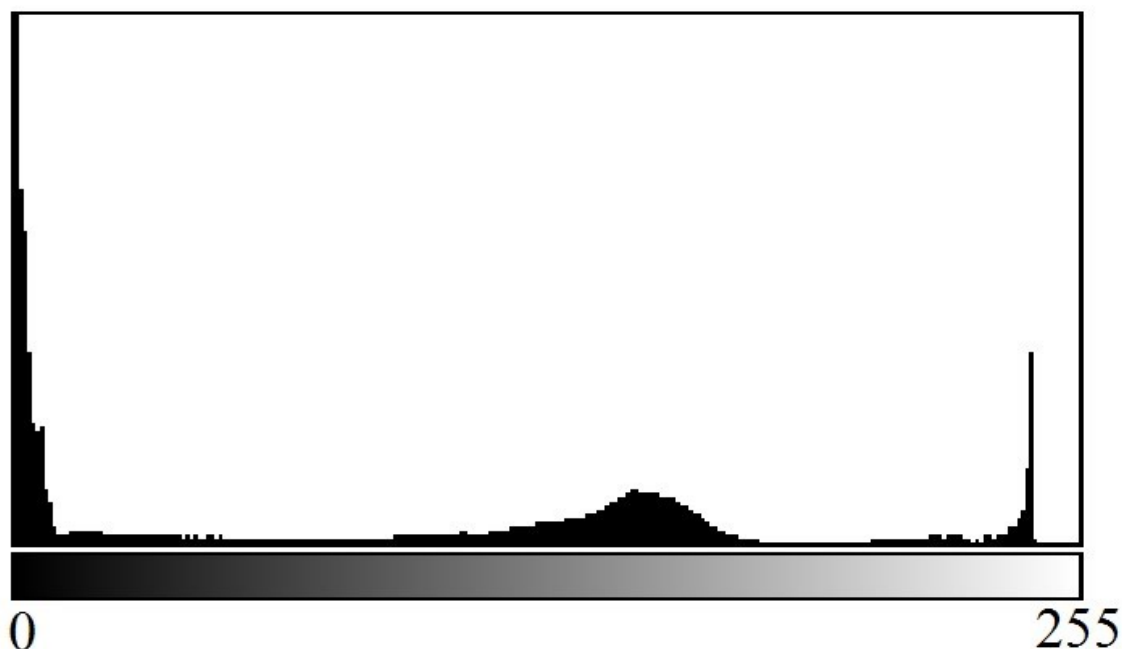


Слика 6.2 – Мамографска слика дојке са артефактима

Једна од отежавајућих ставки за развој оваквог система представља то што се на мамографским сликама дојке врло често налазе разни артефакти. Пример ових артефакта могу да буду пекторални мишић или позадински артефакти. На слици 6.2 је приказана једна мамографска слика дојке. На њој се јасно могу уочити позадински артефакти који су

настали означавањем пацијената. На левој страни слике се може уочити и пекторални мишић који такође не садржи информације које могу бити од користи за рано откривање тумора дојке.

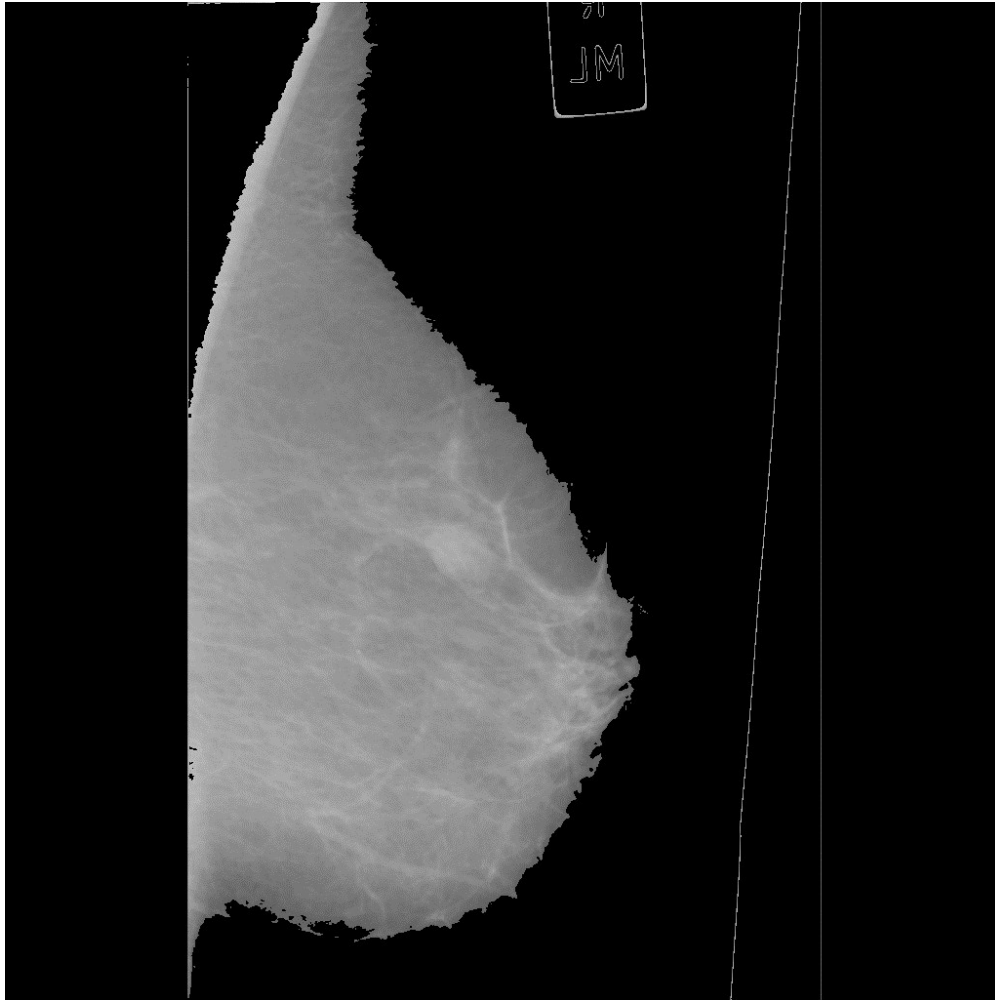
Постојање ових артефакта уноси вишак информација у мамографске слике дојки које могу повећати комплексност алгоритама за анализу мамографских слика дојки, као и време које је потребно да се ти алгоритми изврше. Због тога је пожељно уклонити све нежељене артефакте, а самим тим и све сувишне информације са мамографских слика дојки. Управо је то један од главних разлога зашто сегментација мамографских слика дојки има веома важну улогу у дигиталној мамографији.



Слика 6.3 – Хистограм мамографске слике дојке са артефактима

У циљу уклањања артефакта са мамографске слике дојке, односно у циљу екстрактовања региона од интереса прво се приступа анализи саме слике. Први корак у анализи је хистограм слике. На слици 6.3 је приказан хистограм мамографске слике дојке са артефактима са слике 6.2. На самом хистограму се могу уочити 3 доминантна дела. Крајње леви део хистограма представља позадину, средњи носи информацију о дојци, а крајње десни део носи информацију о артефактима. На основу тога може се помислити да се простим задавањем граничне вредности и елиминисањем крајњег десног и крајњег

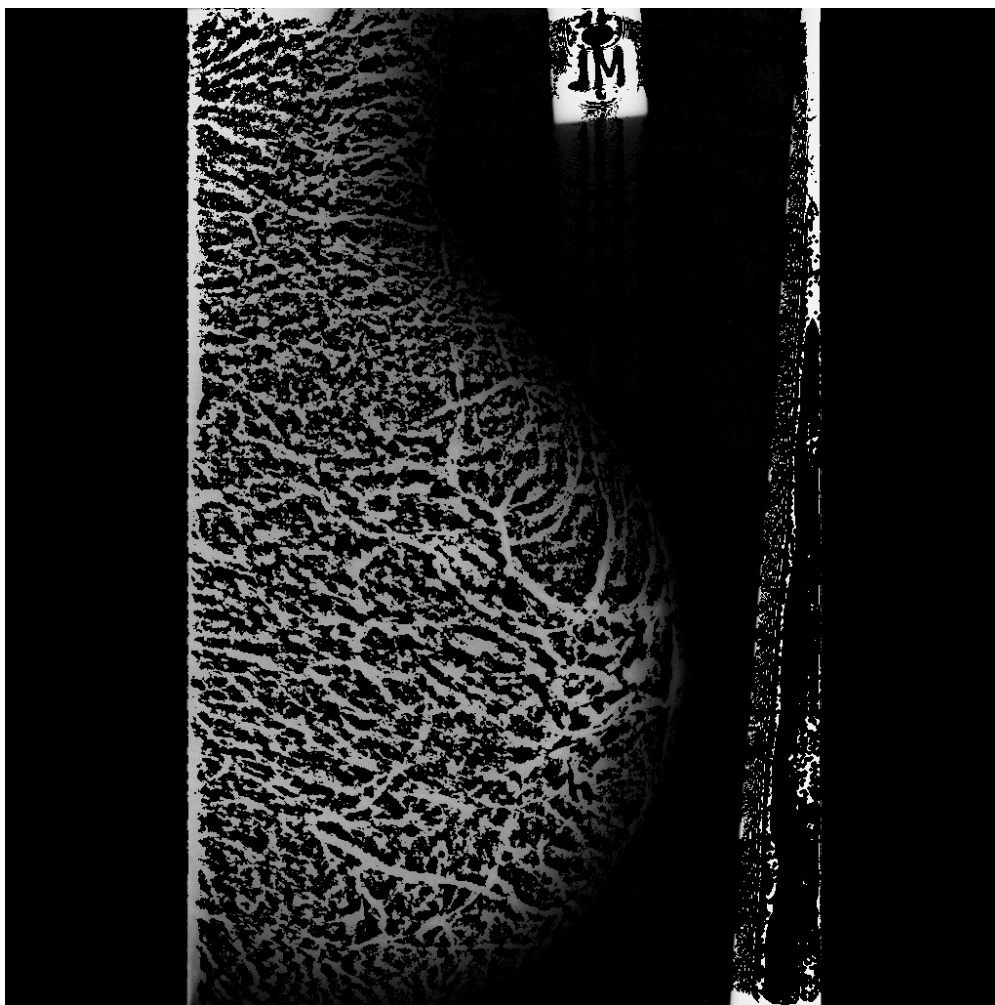
левог сегмента може уклонити артефакт са слике и извући регион од интереса. На слици 6.4 је дат приказ слике над којом је извршена сегментација на бази глобалне граничне вредности избацивањем крајње левог и крајњег десног доминантног сегмента хистограма оригиналне слике.



Слика 6.4 – Мамографска слика дојке након сегментације на бази глобалне граничне вредности

На слици се може видети да су се артефакти у великој мери уклонили. Међутим, уклањање артефакта је имало за цену и нарушавање спољашњих граница дојке. Због тога је дошло до губитка изузетно важних информација, пошто се може десити да се тумор налазио баш на уклоњеном делу дојке. Такође, ни артефакти нису у потпуности уклоњени. На слици се може уочити да су још увек остале њихове ивице.

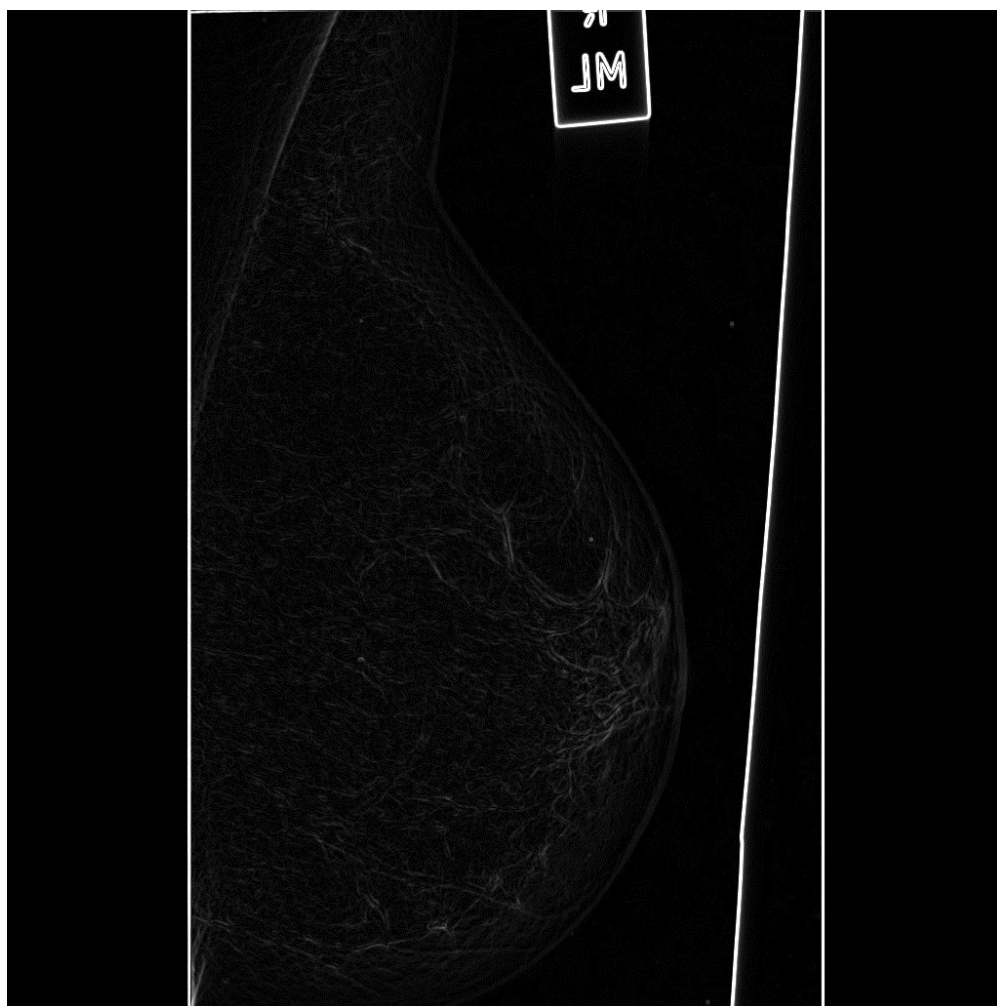
Све ово у великој мери зависи од одабира граничне вредности. Уколико би се приликом бирања граничне вредности водило више рачуна о томе да се не наруше спољашње ивице дојке онда би се добила слика са већим остатком артефакта. Ако би се ишло у супротном смеру, односно ако би се водило рачуна да се артефакт у потпуности уклони, онда би то довело да тога да би нестао и добар део дојке са слике, што се никако не жели постићи. Све ово се дешава зато што спектар сиве боје артефакта не лежи у потпуности у крајњем десном доминантном делу хистограма, већ се он помало меша и са сликом.



Слика 6.5 – Мамографска слика дојке након сегментације на бази локалне граничне вредности

Још једна метода сегментације мамографских слика дојке која би могла да се проба јесте сегментација базирана на локалној граничној вредности. На слици 6.5 је приказан

резултат примене сегментације мамографске слике дојке са слике 6.2 на бази локалне граничне вредности. На слици се може видети да је дојка задржала свој облик односно да јој се нису промениле границе, али је унутрашња структура дојке постала знатно ређа. Такође, артефакти су постали значајно ређи, али су и даље уочљиви. На изглед слике се може утицати променом величине прозора локалне граничне вредности тако што би се са повећањем прозора задржала гушћа структура дојке, али би у том случају и артефакти постали израженији. Уколико би се смањила величине прозора локалне граничне вредности артефакти би били све мање изражени, али би се и густина дојке смањила, што би довело до значајног губитка информација.



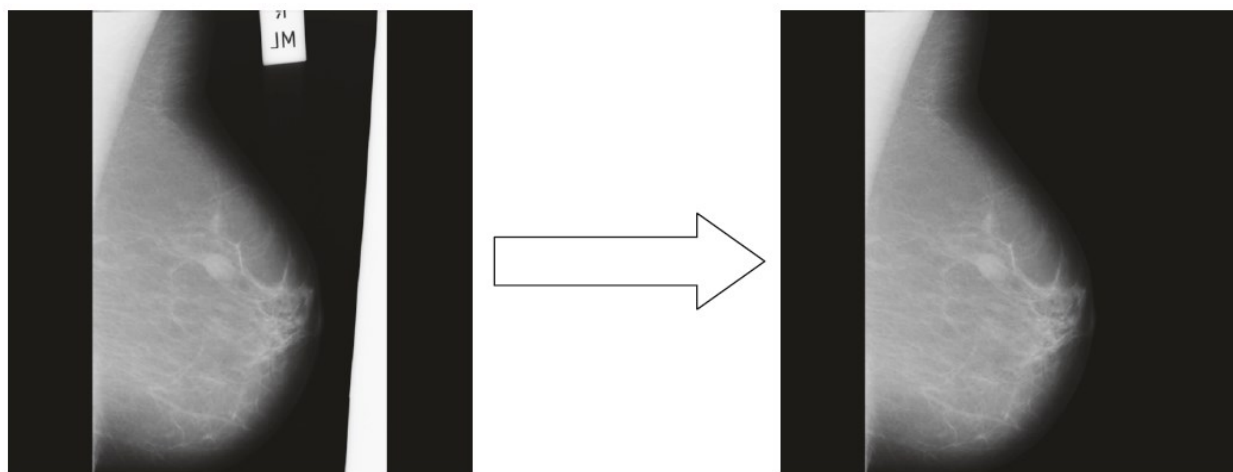
Слика 6.6 – Мамографска слика дојке након сегментације на бази ивица

Сегментација мамографских слика дојки базирана на ивицама је приказана на слици 6.6. На слици се јасно уочавају ивице артефакта, али се то не може лако

искористити у циљу даље обраде слике и отклањања артифика, односно екстрактовања региона од интереса.

На основу свега горе наведеног може се извести јасан закључак да се применом неких од основних алгоритама за сегментацију слике не може екстрактовати регион од интереса великог квалитета из мамографских слика дојки. Како би се то постигло потребно је развити посебан алгоритам који би се примењивао само у ту сврху.

Алгоритам за екстрактовање региона од интереса из мамографских слика дојке [86, 87] се састоји из два дела. Први део представља уклањање позадине која се може разумети као било који нежељени артифакт који се налази изван области дојке као што су на пример маркери пацијената [88]. Опште је познато да постоје два погледа на мамографску слику дојке зависно од начина снимања. Та два погледа су поглед са леве и поглед са десне стране. У циљу упрошћавања објашњења оба алгоритма они ће бити објашњени за поглед са десне стране. Алгоритам за поглед са леве стране је веома сличан алгоритму за поглед са десне стране и због тога нема потребе објашњавати оба.



Слика 6.7 – Резултат алгоритам за уклањање позадинског артифика мамографских слика дојке

Основна идеја која лежи иза алгоритма за уклањање позадинског артифика са мамографске слике дојке јесте да се нађе највећи могући регион повезаних пиксела који нису црне боје и да се након тога сви остали пиксели означе црном бојом односно да се изједначе са бојом позадине мамографске слике дојке. Овим се врши брисање

позадинских артефакта са мамографске слике дојке. Опис алгоритма је приказан у табели 6.1, резултат алгоритма, односно мамографска слика дојке без позадинских артефакта је приказана на слици 6.7. На слици се јасно може уочити да је извршено само уклањање позадинских артефакта без штетног, односно без икаквог утицаја на остатак мамографске слике дојке.

Табела 6.1 – Алгоритам за уклањање позадинског артефакта мамографске слике дојке

-
- | | |
|----------|--|
| Корак 1: | Започети са првим редом мамографске слике дојке; |
| Корак 2: | Скенирати са леве на десну страну; |
| Корак 3: | Док је пиксел црне боје ићи на следећи суседни пиксел и након тога ићи на корак 4: |
| Корак 4: | Док пиксел није црне боје ићи на следећи суседни пиксел и након тога ићи на корак 5; |
| Корак 5: | Уколико пиксел припада првом реду мамографске слике дојке онда поставити све остале пикселе у том реду на црну боју и прећи на корак 7, а у супротном случају прећи на корак 6; |
| Корак 6: | Уколико је пиксел који се налази изнад тренутног пиксела црне боје онда поставити тренутни пиксел на црну боју и ићи на следећи пиксел и над њим поновити корак 6. Уколико пиксел који се налази изнад тренутног пиксела није црне боје ићи на следећи пиксел и поновити корак 6. Уколико нема више пиксела у тренутном реду мамографске слике дојке ићи на корак 7: |
| Корак 7: | Поновити кораке од 2 до 6 за следећи ред. |
-

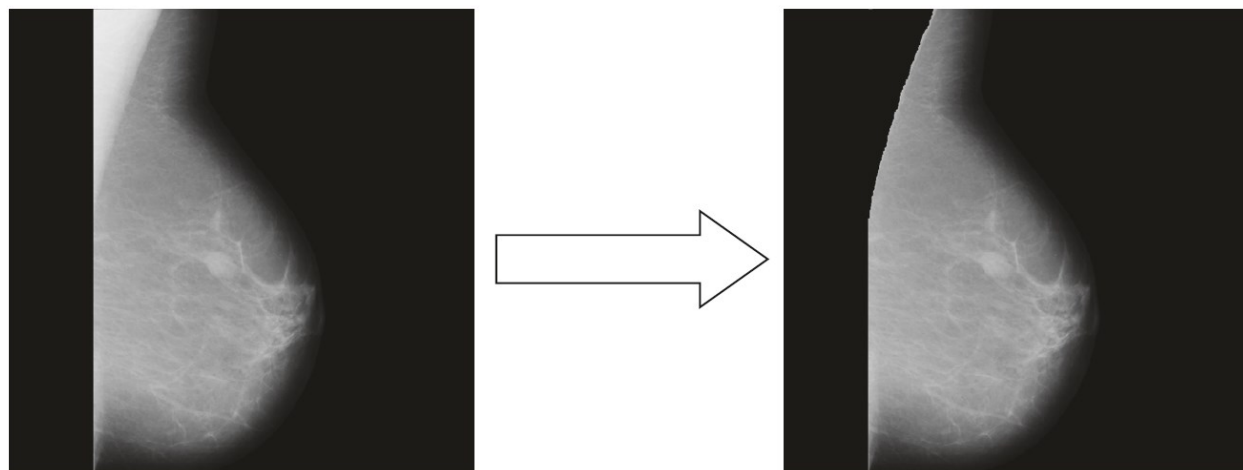
Након уклањања позадинског артефакта са мамографске слике дојке прелази се на уклањање пекторалног мишића. Ткиво пекторалног мишића је обично знатно гушће структуре од остатка дојке. Управо због те чињенице пекторални мишић се са

мамографске слике дојке може уклонити применом локалне граничне вредности. Алгоритам за уклањање пекторалног мишића је приказан у табели 6.2.

Табела 6.2 – Алгоритам за уклањање пекторалног мишића са мамографске слике дојке

-
- Корак 1: Започети са првим редом мамографске слике дојке;
- Корак 2: Скенирати са леве на десну страну;
- Корак 3: Док је вредност пиксела мања од задате граничне вредности ићи на следећи пиксел и након тога прећи на корак 4;
- Корак 4: Уколико тренутни пиксел припада првој десетини слике и ако је вредност пиксела већа или једнака од задате граничне вредности поставити тренутни пиксел на црно и ићи на следећи пиксел и поновити корак 4. У супротном случају ићи на корак 6;
- Уколико тренутни пиксел не припада првој десетини мамографске слике дојке ићи на корак 5;
- Корак 5: Уколико је вредност тренутног пиксела већа или једнака од задате граничне вредности и пиксел изнад тренутног пиксела је црне боје, поставити тренутни пиксел на црно и ићи на следећи пиксел и поновити корак 5. У супротном ићи на корак 6;
- Корак 6: Поновити кораке од 2 до 5 за следећи ред.
-

На слици 6.8 је дат приказ резултата алгоритма за уклањање пекторалног мишића дојке. Са слике се јасно може уочити да је пекторални мишић успешно одстрањен, без негативног, односно без икаквог утицаја на остатак слике. Овим је процес екстракције региона од интереса мамографских слика дојке завршен. Мамографска слика дојке добијена овом методом је задржала оригиналан квалитет и уклоњени су искључиво они делови слике који су носили вишак информација, чиме је добијена слика која је далеко боља за даљу обраду.



Слика 6.8 – Резултат алгоритма за уклањање пекторалног мишића мамографских слика дојке

На слици 6.9 је приказан хистограм региона од интереса мамографске слике дојке са резултујуће слике 6.8. На овој слици се јасно види да се он састоји из два доминантна дела а не три као што је био случај на слици 6.3. Та два доминантна дела представљају мамографску слику дојке и позадину.



Слика 6.9 – Хистограм региона од интереса мамографске слике дојке

7.

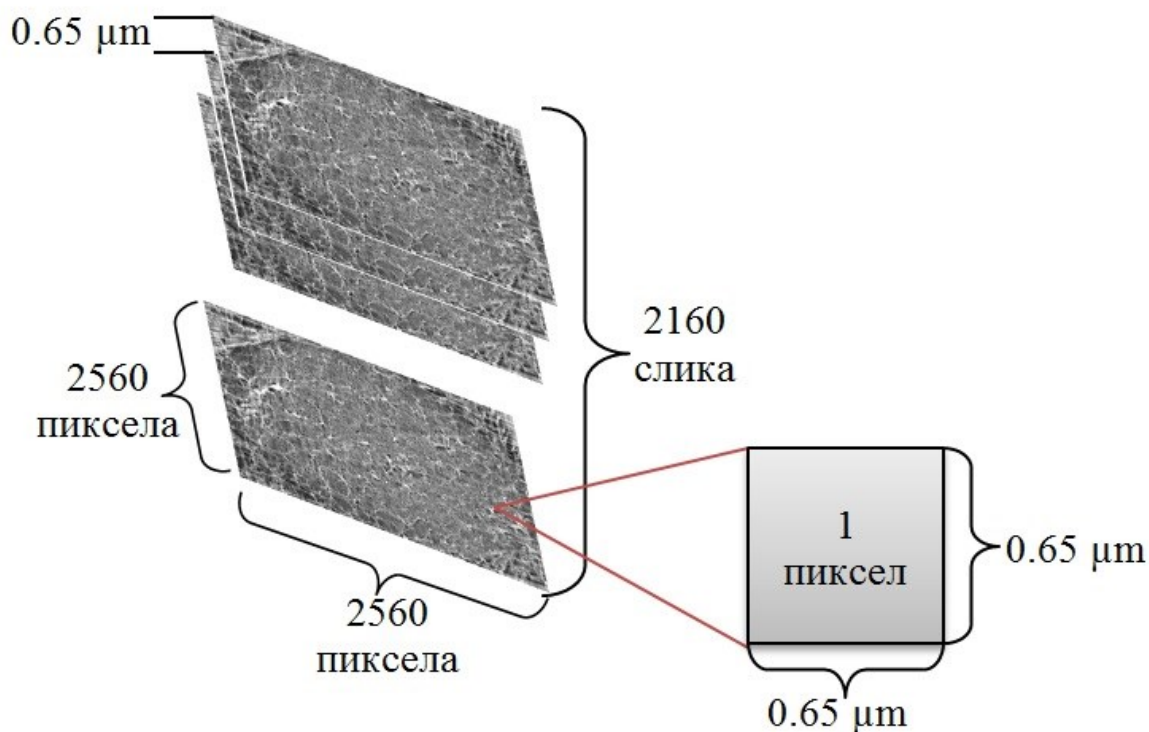
7. Алгоритам за сегментацију микротомографских слика мишјих плућа

Научници и истраживачи врло често користе микротомографске слике мишјих плућа у својим истраживањима [89]. Микротомографске слике су врло сличне томографским уз основну разлику да, због доста квалитетнијих система за аквизицију и алгоритама за реконструкцију слике, имају знатно већи квалитет и постижу знатно бољу резолуцију. Њихова резолуција једне слике попречног пресека објекта који се снима је реда неколико микрометара. Такође, размак између два суседна попречна пресека односно између две суседне дводимензионалне слике износи свега неколико микрометара.

Микротомографске слике мишјих плућа се најчешће користе како би се на основу њих реконструисао тродимензионални модел мишјих плућа. Такав тродимензионални модел омогућава научницима и истраживачима да сагледају структуру мишјих плућа. Помоћу одговарајућих софтверских апликација за визуализацију тродимензионалних модела може се гледати модел мишјих плућа из више различитих углова, мерити раздаљине између алвеола, одређивати њихова запремина и слично. Такође, постоји могућност и уласка у сам тродимензионални модел мишјих плућа и сагледавање њихове унутрашњости.

Како би се све ово горе наведено могло извести на квалитетан и ефикасан начин потребно је да саме слике које су прикупљене поступком микротомографске аквизиције

буду високог квалитета. Било какав шум у дводимензионалним сликама попречних пресека мишићних плућа може касније довести до неправилне тродимензионалне визуализације. Међутим, уколико се желе добити слике што веће резолуције, врло често се дешава да оне поседују одговарајући ниво шума који им онемогућава тродимензионалну реконструкцију и даљу обраду. Због тога је предмет многих истраживања управо филтрирање и сегментација оваквих слика.

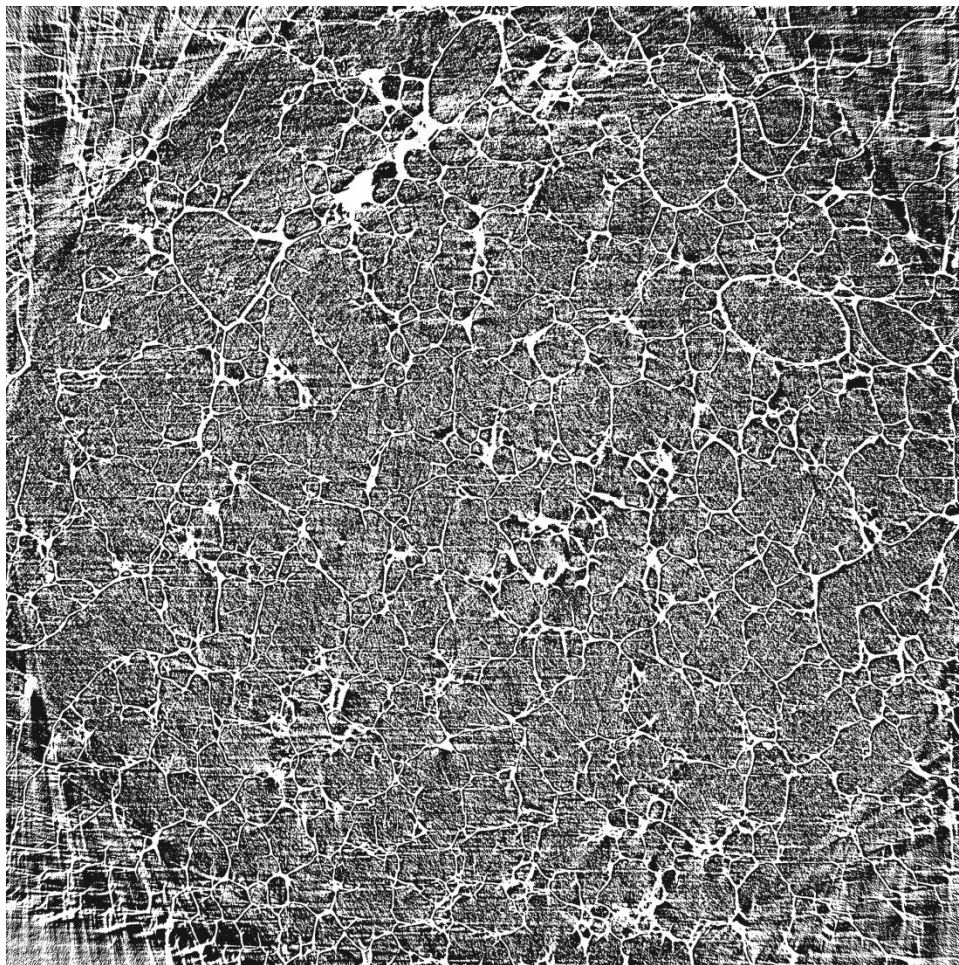


Слика 7.1 – Скуп оригиналних слика попречних пресека мишићних плућа

У овом истраживању је коришћен скуп дводимензионалних слика попречних пресека мишићних плућа старих 12 дана ознаке „C5B1/6“ [90]. Ове слике су коришћене у циљу њихове тродимензионалне реконструкције. Аквизиција ових слика је изведена у Паул-Шерер институту у Швајцарској. За аквизицију слика су коришћени микротомографи базирани на синхротронском зрачењу.

На слици 7.1 је графички приказан изглед скупа дводимензионалних слика попречних пресека мишићних плућа добијених помоћу микротомографа на бази синхротронског зрачења. У овом скупу слика је укупно снимљено 2160 слика попречних

пресека мишјих плућа. Резолуција сваке слике је била 2560 x 2560 пиксела. Сваки пиксел на слици је одговарао површини попречног пресека мишјих плућа димензија 0.65 x 0.65 μm . Раздаљина између сваке две суседне слике која одговара раздаљини свака два суседна снимљена попречна пресека мишјих плућа износила је 0.65 μm . На основу ових димензија може се лако закључити да је укупан део мишјих плућа који је снимљен имао димензије 1664 x 1664 x 1404 μm . То значи да је запремина мишјих плућа која је снимљена износила приближно 3888 mm^3 .



Слика 7.2 – Оригинална слика попречног пресека мишјих плућа након снимања

Како би се извршила прецизна реконструкција овог дводимензионалног скупа слика попречних пресека мишјих плућа у три димензије, потребно је да тај скуп слика има висок однос сигнал-шум. На слици 7.2 је дат приказ једне дводимензионалне слике попречног пресека мишјих плућа коју је снимлио систем за аквизицију базиран на

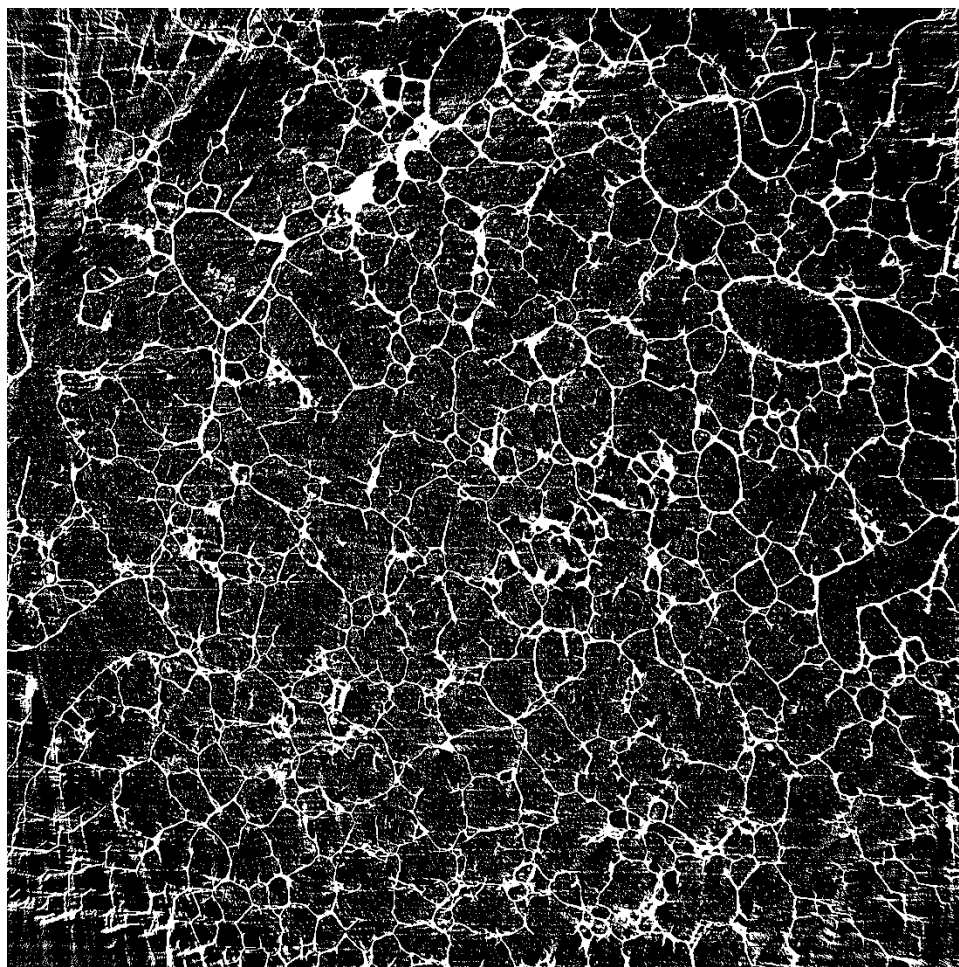
микротомографији базираној на синхротронском зрачењу. Као што се на слици може уочити она садржи изузетно висок ниво шума који је потребно уклонити како би се могла извршити тродимензионална реконструкција.



Слика 7.3 – Блок дијаграм алгоритма за тродимензионалну визуализацију мишјих плућа

У циљу уклањања шума из дводимензионалних слика попречних пресека мишјих плућа и обезбеђивања тродимензионалне реконструкције високог квалитета развијен је алгоритам [90] чији је блок дијаграм приказан на слици 7.3. Овај алгоритам се састоји од

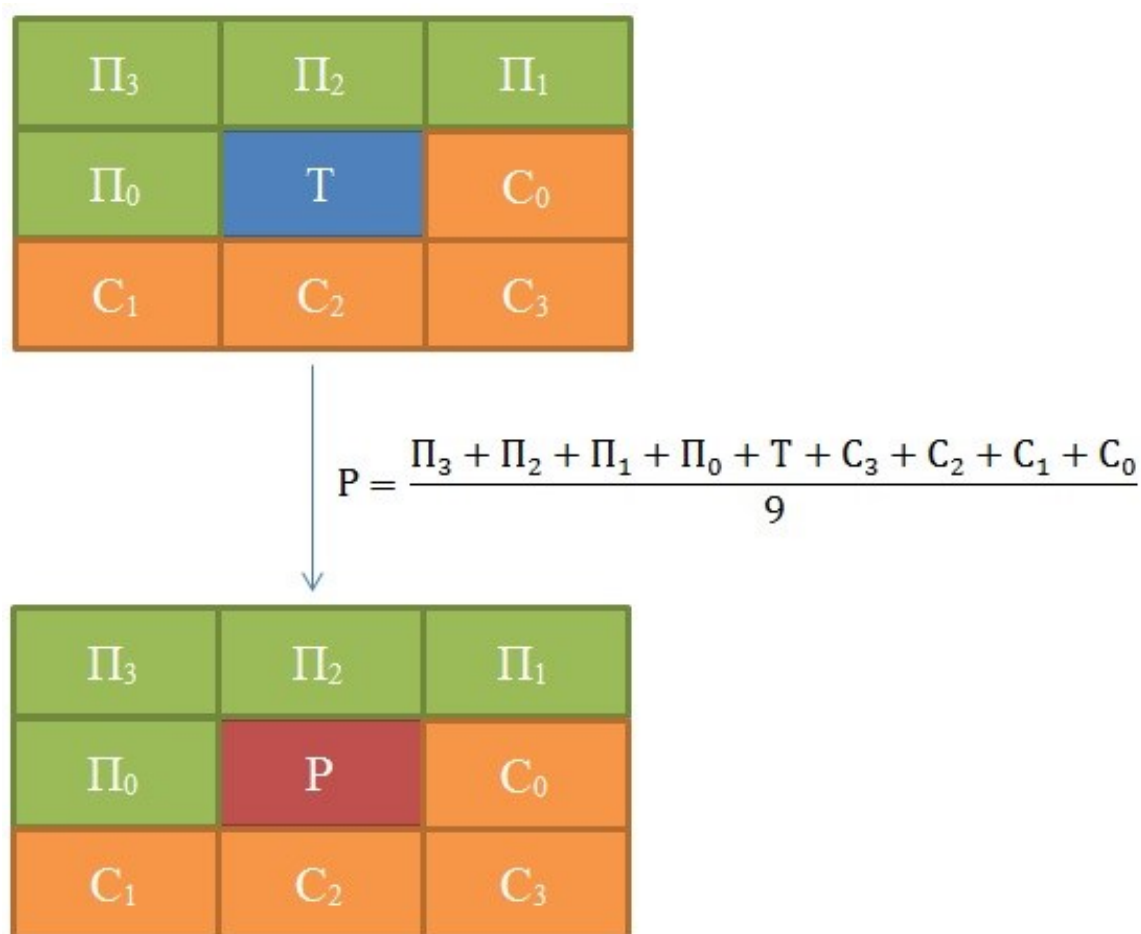
три основна дела. Прво се на скуп димензионалних слика попречних пресека мишићних плућа примењује сегментација базирана на граничној вредности, затим се врши бинаризација слика и на крају се примењује филтер за усредњавање. Након тога се врши провера квалитета добијене слике и уколико она није задовољавајућег нивоа цео поступак се понавља. Понављање читавог процеса се врши све док се не добије слика задовољавајућег квалитета. Критеријум који одређује да ли је нека слика задовољавајућег квалитета или не је заснован на провери да су сви проводни зидови дисајних путева глатки колико год да је то могуће, као и да је плеурална површина затворена.



Слика 7.4 – Изглед слике попречног пресека мишићних плућа након сегментације граничном вредношћу и бинаризације

Први део у обради димензионалних слика попречних пресека мишићних плућа јесте сегментација базирана на граничној вредности и бинаризација. Ове методе

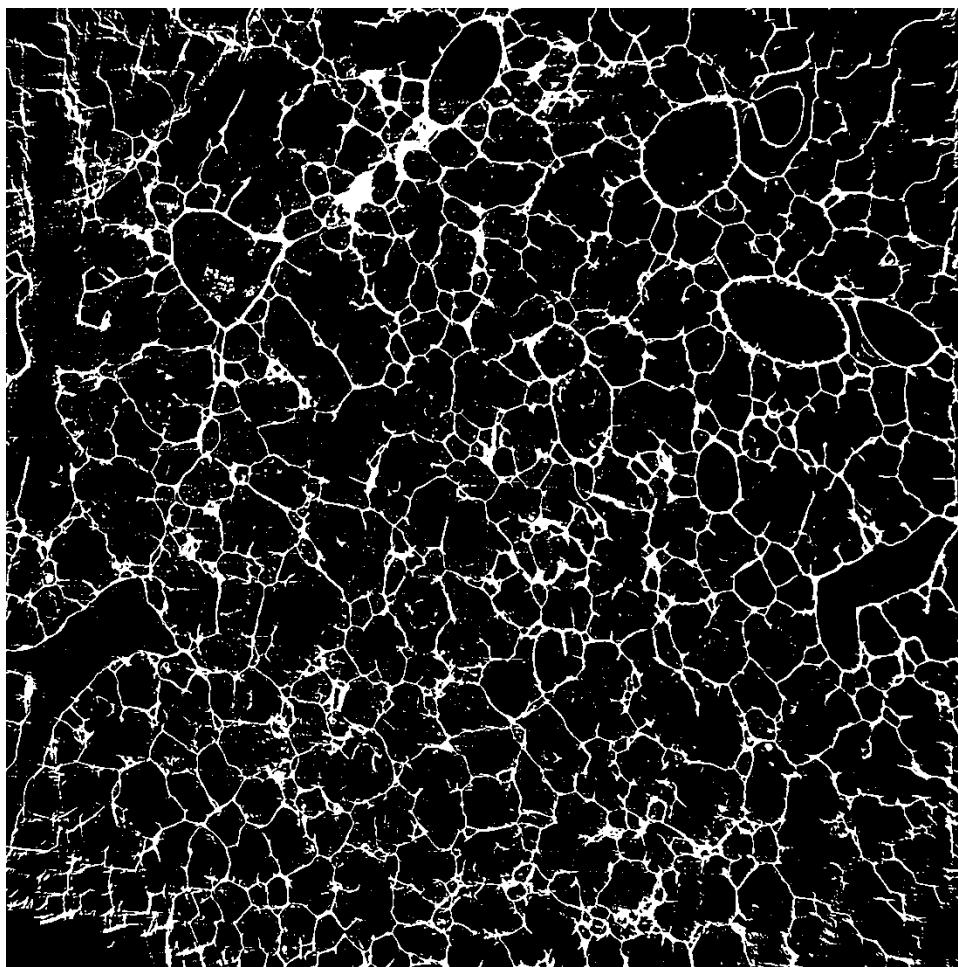
представљају крајње тривијалне алгоритме који одређују појас вредности пиксела који ће бити приказан белом бојом и постављају све преостале пикселе на црну боју. На овај начин се сваком пикселу или додељује својство објекта, које је представљено белом бојом, или својство позадине слике, која је представљена црном бојом. Гранична вредност се одређује емпиријски тако да је потребно да су сви проводни зидови дисајних путева глатки колико год да је то могуће, као и да је плеурална површина затворена. На слици 7.4 је приказан изглед слике попречног пресека мишјих плућа након сегментације граничном вредношћу и бинаризације. Са слике се јасно може уочити да је квалитет слике сада доста бољи, али није довољно добар да испуни критеријум квалитета.



Слика 7.5 – Филтрирање усредњавањем

Пошто се применом сегментације граничном вредношћу и бинаризације на скуп дводимензионалних слика попречних пресека мишјих плућа не добијају слике

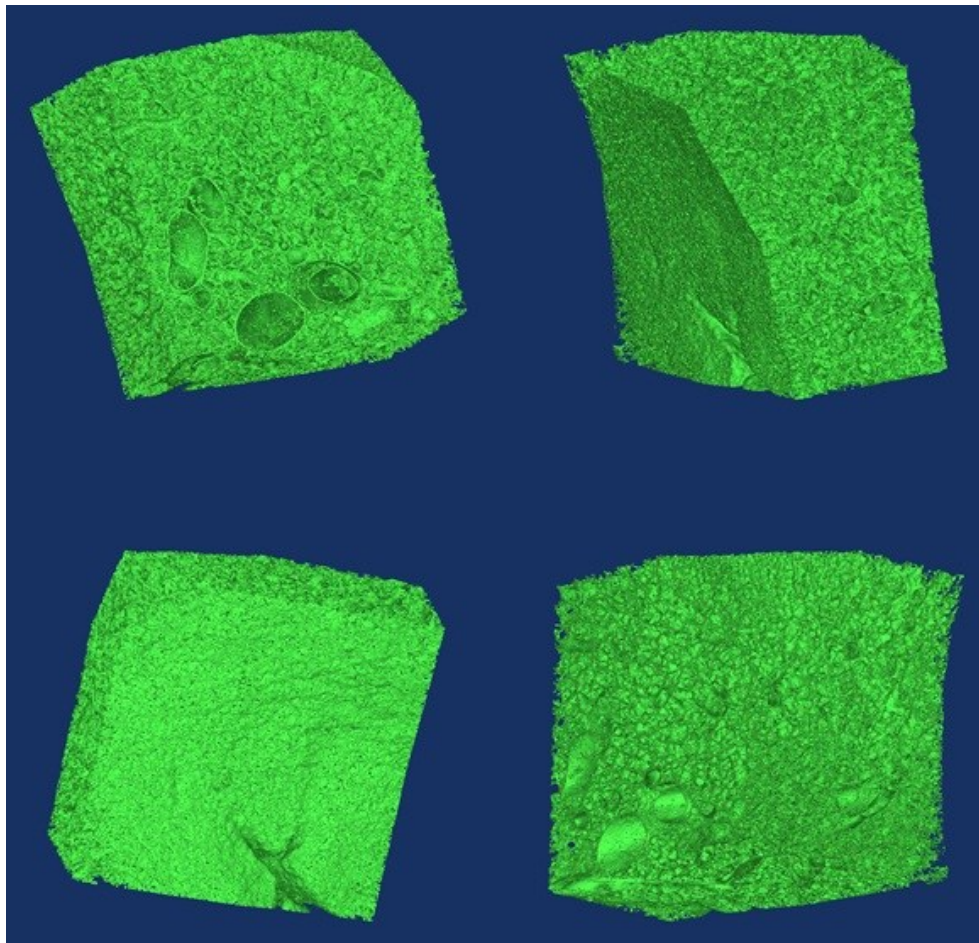
задовољавајућег квалитета, потребно је извршити накнадно филтрирање истих. У ту сврху је коришћено филтрирање усредњавањем чији је принцип рада приказан на слици 7.5. Пиксели „Т“ и „Р“ на овој слици представљају тренутни и резултујући пиксел. Пиксели означени словом „П“ представљају суседне пикселе тренутном пикселу који му претходе, а пиксели означени словом „С“ представљају суседне пикселе тренутном пикселу који га следе. Резултујући пиксел се добија као средња вредност тренутног и свих њему суседних пиксела. Овако рачунање резултујућег пиксела се примењује итеративно за све пикселе на слици.



Слика 7.6 – Изглед слике попречног пресека мишићних плућа након филтрирања усредњавањем

На слици 7.6 је приказан резултујући изглед слике попречног пресека мишићних плућа након филтрирања усредњавањем. Са слике се може уочити да је у потпуности

уклоњен шум применом филтрирања усредњавањем и да ова слика испуњава критеријум квалитета. Захваљујући томе, може се приступити тродимензионалној реконструкцији дводимензионалног скупа слика попречних пресека мишјих плућа.



Слика 7.7 – Тродимензионална визуализација мишјих плућа

На слици 7.7 је приказана тродимензионална визуализација мишјих плућа из више углова применом горе описаног алгоритма. Може се уочити да је постигнута тродимензионална визуализација мишјих плућа изузетно високог квалитета.

8.

8. Алгоритам за сегментацију слика колена добијених процесом рачунарске томографије

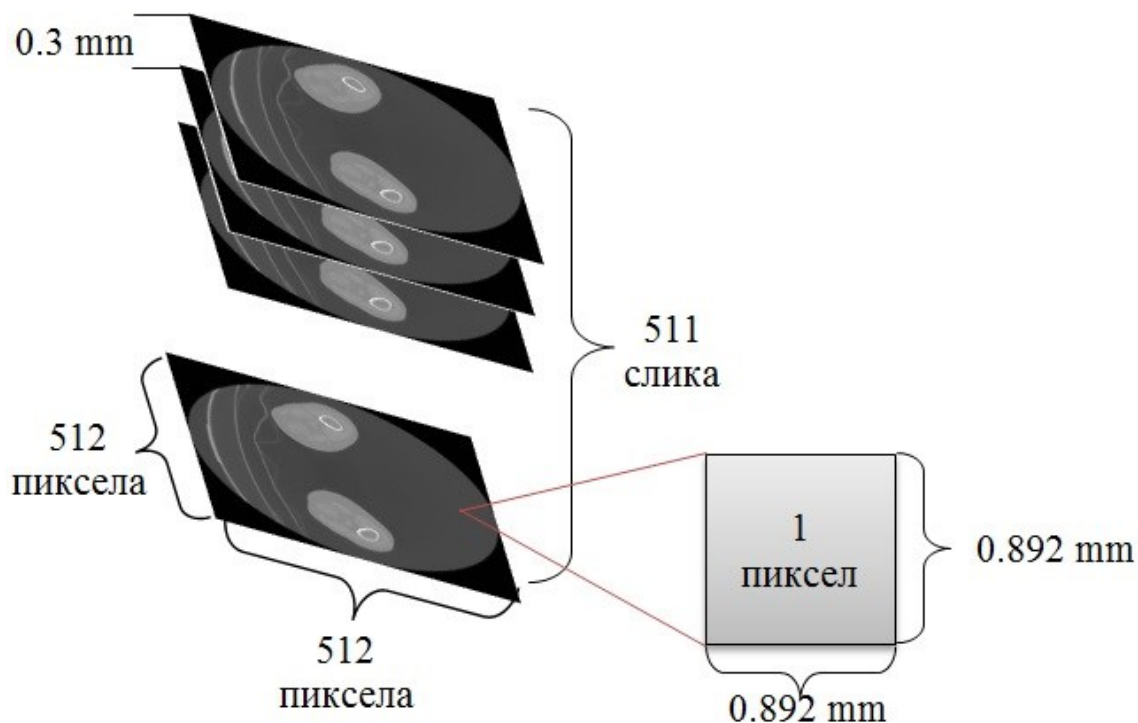
У разним научним истраживањима, као и у системима за медицинску дијагностику врло често се користе слике добијене процесом рачунарске томографије. Такође, слике попречних пресека колена добијене методом рачунарске томографије имају изузетно велику примену како у клиничкој пракси, тако и у научним истраживањима. Једно истраживање [91] је користило импланте у коленима како би одредило притисак током дневних активности. Друга студија [92] се заснивала на регистрацији флуороскопских слика и рачунарском моделу колена. Најновија истраживања [93, 94] су користили снимке добијене методом рачунарске томографије и покрете пацијената добијене са излаза инфрацрвених сензора покрета.

Врло често се дводимензионалне слике попречних пресека колена користе како би се на основу њих реконструисао тродимензионални модел колена. Такав тродимензионални модел омогућава медицинским радницима да анализирају структуру колена и дијагностикују могуће деформитете. Такође, он може бити и од изузетне помоћи и у разним научним истраживањима.

Како би се све ово горе наведено могло извести на квалитетан и ефикасан начин потребно је да саме слике које су снимљене поступком рачунарске томографије буду високог квалитета. Било какав шум у дводимензионалним сликама попречних пресека

колена може касније довести до неправилне тродимензионалне визуализације, што може узроковати погрешне закључке приликом дијагностиковања повреде и слично. Међутим, уколико се желе добити слике што веће резолуције, врло често се дешава да оне поседују одговарајући ниво шума који им онемогућава тродимензионалну реконструкцију и даљу обраду. Због тога је предмет многих истраживања управо филтрирање и сегментација оваквих слика.

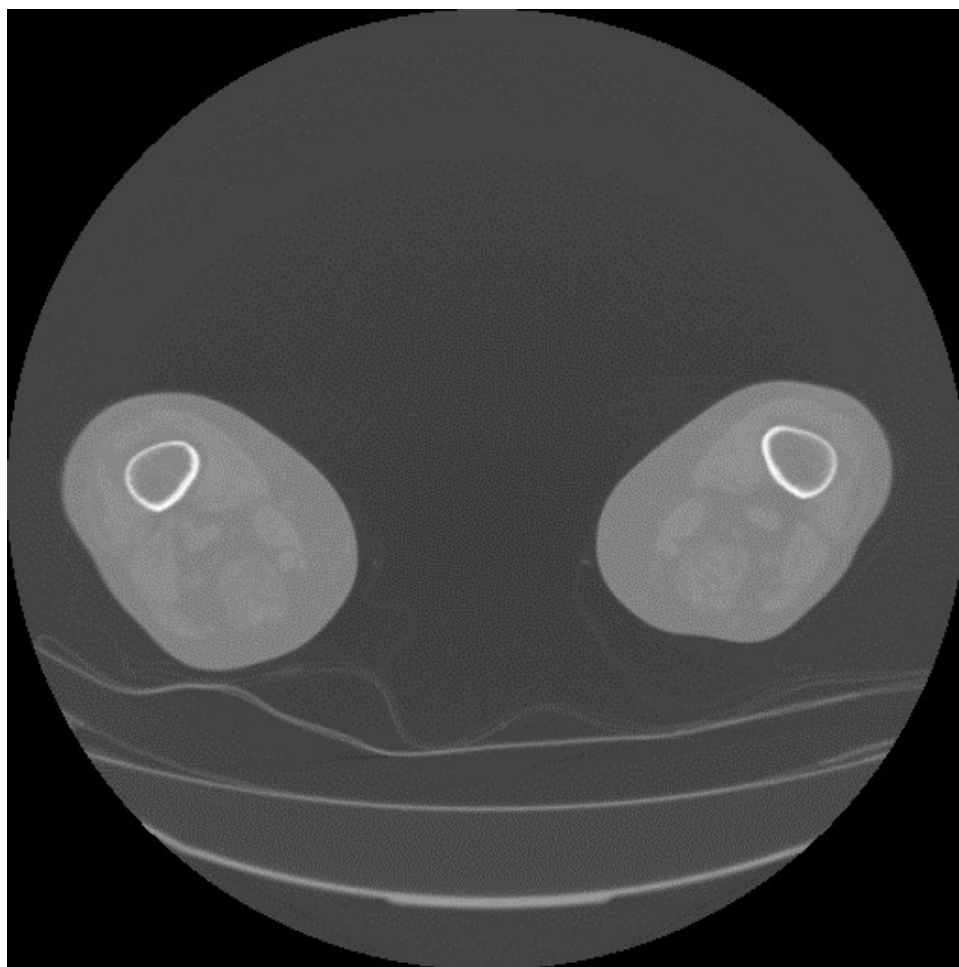
У овом истраживању је коришћен скуп дводимензионалних слика попречних пресека колена снимљених поступком рачунарске томографије [95]. Ове слике су коришћене у циљу њихове тродимензионалне реконструкције. Аквизиција ових слика је изведена у Клиничком центру у Крагујевцу.



Слика 8.1 – Скуп оригиналних слика попречних пресека колена

На слици 8.1 је графички приказан изглед скупа дводимензионалних слика попречних пресека колена добијених помоћу система за аквизицију слика базираном на рачунаској томографији. У овом скупу слика је укупно снимљено 511 слика попречних пресека колена. Резолуција сваке слике је била 512 x 512 пиксела. Сваки пиксел на слици је одговарао површини попречног пресека мишићних плућа димензија 0.892 x 0.892 mm.

Раздаљина између сваке две суседне слике која одговара раздаљини свака два суседна снимљена попречна пресека колена износила је 0.3 mm. На основу ових димензија може се лако закључити да је укупан део колена који је снимљен имао димензије 456.704 x 456.704 x 165.3 mm. То значи да је запремина колена која је снимљена износила приближно 34478.033 cm³.



Слика 8.2 – Оригинална слика попречног пресека колена након снимања

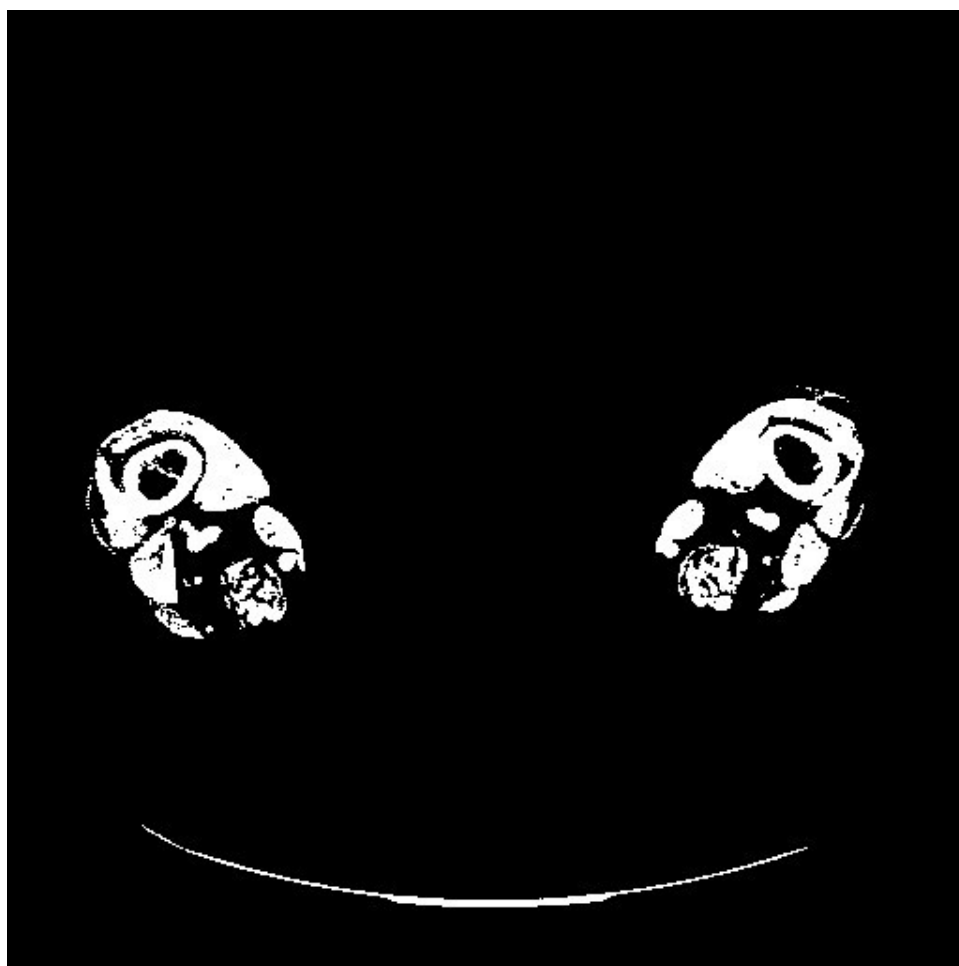
Како би се извршила прецизна реконструкција овог дводимензионалног скупа слика попречних пресека колена у три димензије, потребно је да тај скуп слика има висок однос сигнал-шум. На слици 8.2 је дат приказ једне дводимензионалне слике попречног пресека колена коју је снимлио систем за аквизицију базиран на рачунарској томографији. Као што се на слици може уочити она садржи изузетно висок ниво шума који је потребно уклонити како би се могла извршити тродимензионална реконструкција.

У циљу уклањања шума из дводимензионалних слика попречних пресека мишјих плућа и обезбеђивања тродимензионалне реконструкције високог квалитета развијен је алгоритам чији је блок дијаграм приказан на слици 8.3. На улаз овог алгоритма се доводи скуп дводимензионалних слика попречних пресека колена, а на излаз се добија тродимензионални модел који је реконструисан на основу скупа улазних слика. Између самог улаза и тродимензионалне визуализације налази се јединица која је одговорна за претпроцесирање слика.



Слика 8.3 – Блок дијаграм алгоритма за тродимензионалну визуализацију колена

Јединица за претпроцесирање слика има за задатак да произведе слике задовољавајућег квалитета и састоји се од три основна дела. Прво се на скуп дводимензионалних слика попречних пресека колена примењује сегментација базирана на граничној вредности, затим се врши бинаризација слика и на крају се примењује филтрирање доње петине слике. Након тога се врши провера квалитета добијене слике и уколико она није задовољавајућег нивоа цео поступак се понавља. Понављање читавог процеса се врши све док се не добије слика задовољавајућег квалитета. Критеријум који одређује да ли је нека слика задовољавајућег квалитета или не је заснован на провери да су сви зидови хрскавице колена глатки колико год да је то могуће, али да у исто време немају неких шупљина.



Слика 8.4 – Изглед слике попречног пресека колена након сегментације граничном вредношћу и бинаризације

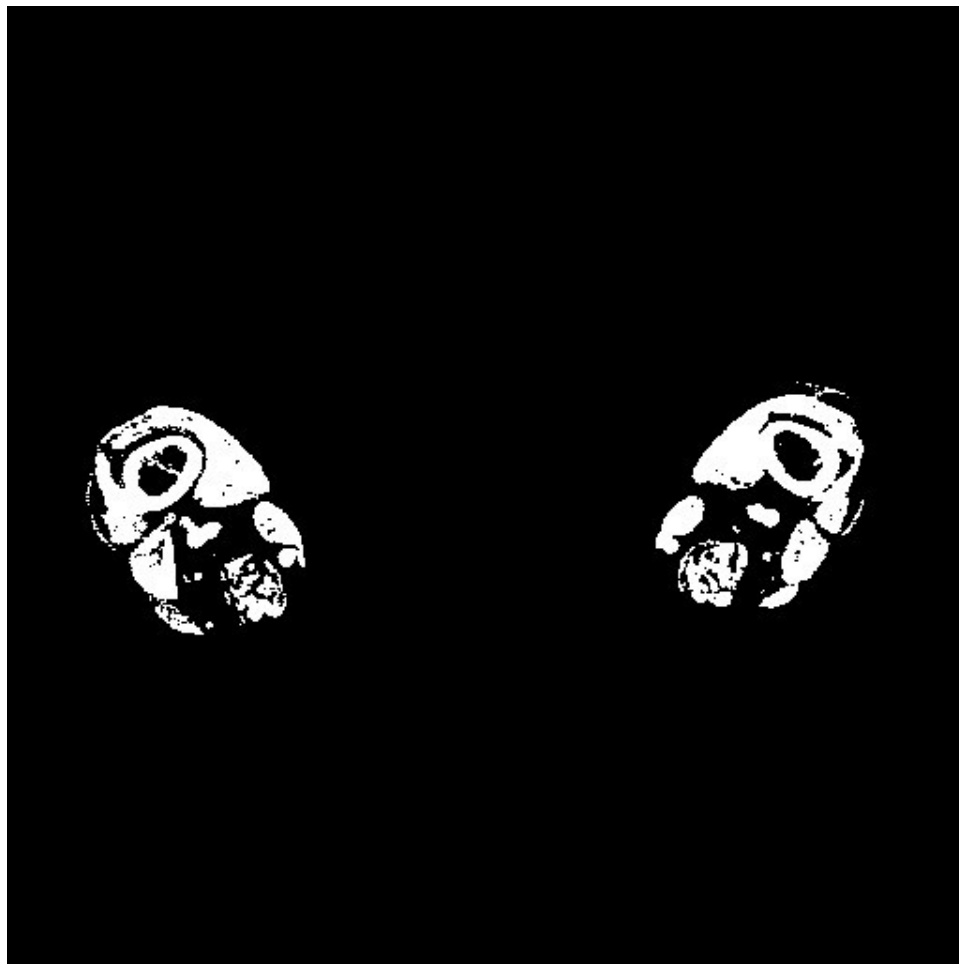
Први део у обради димензионалних слика попречних пресека колена јесте сегментација базирана на граничној вредности и бинаризација. Ове методе представљају крајње тривијалне алгоритме који одређују појас вредности пиксела који ће бити приказан белом бојом и постављају све преостале пикселе на црну боју. На овај начин се сваком пикселу или додељује својство објекта, које је представљено белом бојом, или својство позадине слике, која је представљена црном бојом. Гранична вредност се одређује емпиријски тако да је потребно да су сви зидови хрскавице колена глатки колико год да је то могуће, али да у исто време немају неких шупљина.

На слици 8.4 је приказан изглед слике попречног пресека мишићних плућа након сегментације граничном вредношћу и бинаризације. Са слике се јасно може уочити да је квалитет слике сада доста бољи, односно шум са дела који представља колена је скроз очишћен, али је остао један део слике који представља отприлике доњу петину, који садржи нежељени артефакт који је такође потребно уклонити.

Табела 8.1 – Алгоритам за филтрирање доње петине слике

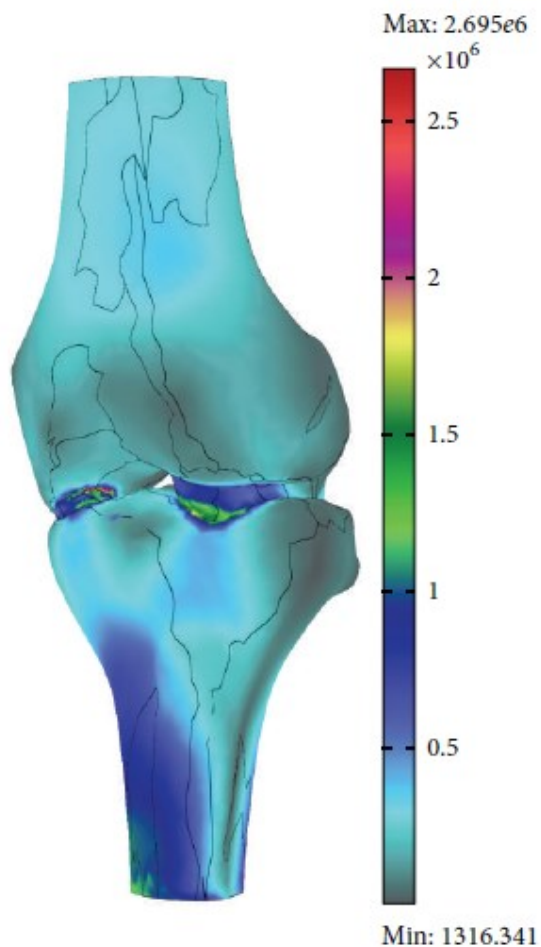
Корак 1:	Започети са првим редом слике колена;
Корак 2:	Скенирати одоздо на горе;
Корак 3:	Уколико је тренутни пиксел црне боје прећи на следећи пиксел и поновити корак 3, а уколико тренутни пиксел није црне боје прећи на корак 4;
Корак 4:	Уколико тренутни пиксел припада доњој петини слике означити га црном бојом, односно означити га као позадину и прећи на следећи пиксел и поновити корак 3;
Корак 5:	Уколико нема више пиксела у тренутном реду прећи на следећи ред и прећи на корак 3;
Корак 6:	Понављати кораке од 3-5 све док постоји нових редова.

Алгоритам за филтрирање доње петине слике је приказан у табели 8.1. Он се у суштини заснива на заокруживању доње петине слике и њеној обради на тај начин да се сви пиксели који означавају неки објекат, односно нежељени артефакт, пребацују у позадину. Другим речима, потребно је све пикселе у доњој петини слике означити црном бојом и на тај начин уклонити нежељени артефакт са дводимензионалне слике попречног пресека колена добијене методом рачунарске томографије.



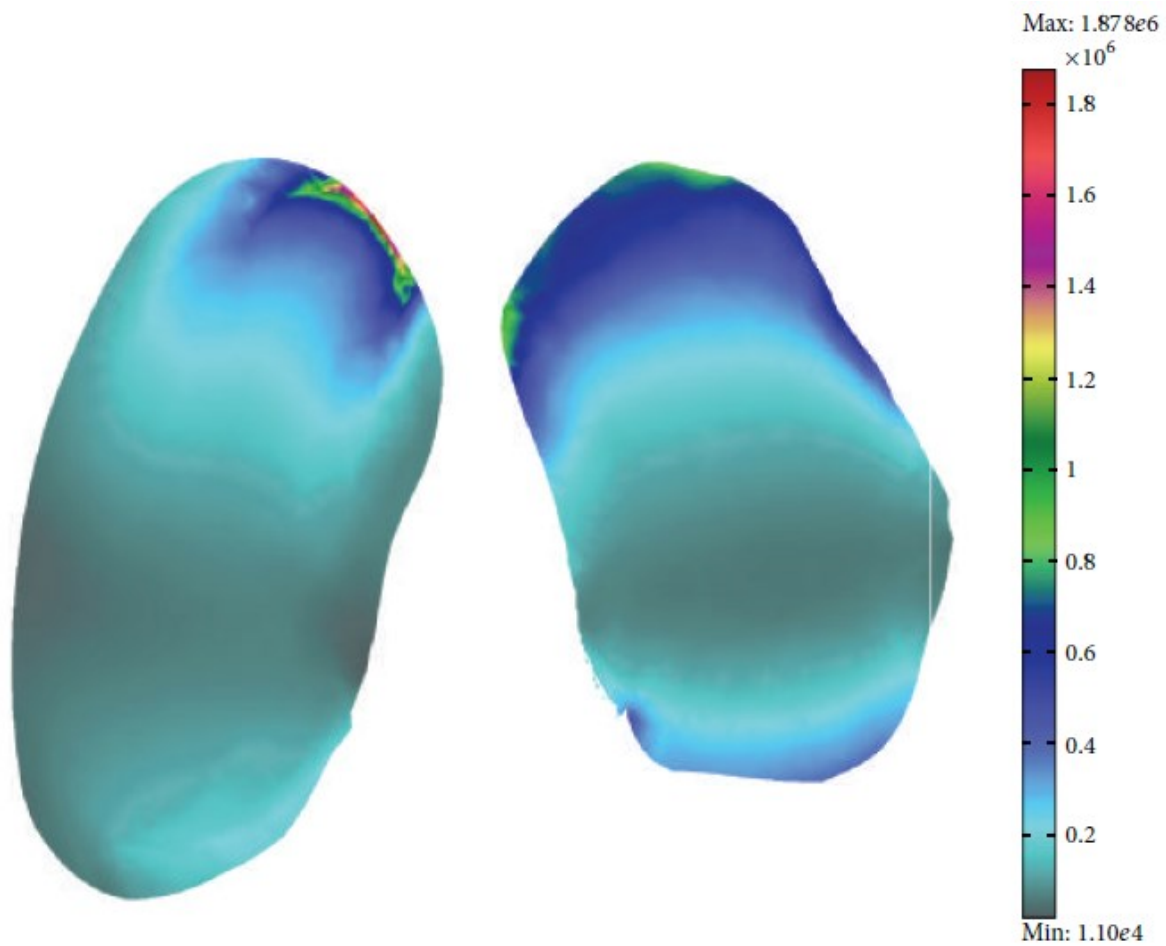
Слика 8.5 – Изглед слике попречног пресека колена након уклањања доње петине слике

На слици 8.5 је приказан резултујући изглед слике попречног пресека колена након филтрирања доње петине слике. Са слике се може уочити да је у потпуности уклоњен нежељени артефакт применом овог филтра и да ова слика испуњава критеријум квалитета. Захваљујући томе, може се приступити тродимензионалној реконструкцији дводимензионалног скупа слика попречних пресека колена.



Слика 8.6 – Модел расподела Фон Мизесовог напона [Pa]

Коришћењем овако обрађених слика реконструисан је тродимензионални модел на који се даље применила метода коначних елемената [95]. Као резултат тога добијен је модел расподеле стреса, односно Фон Мизесовог напона на зглоб колена приказан на слици 8.6, као и модел расподеле стреса, односно Фон Мизесовог напона на хрскавици колена приказан на слици 8.7. На основу ових модела високог квалитета може се закључити да је успешно извршена сегментација дводимензионалних слика попречних пресека колена снимљених системом за аквизицију слика базираном на рачунарској томографији.



Слика 8.7 – Модел расподела Фон Мизесовог напона на хрскавици [Pa]

9.

9. Пребацивање алгоритама за сегментацију слика на реконфигурабилну хардверску платформу са постигнутим резултатима

У оквиру овог истраживања постојала су три скупа слика. Један скуп је чинио скуп мамографских слика груди над којима је било потребно извршити сегментацију у циљу уклањања нежељених артефакта са саме слике. Ти артефакти су се односили на позадину и пекторални мишић. Како ови скупови мамографских слика груди, поготову они који се користе за тренирање модела за одлучивање, могу бити веома велики, односно могу бројати и по неколико хиљада слика, то је врло важно и време које је потребно да се све те слике обраде. Такође, врло често су ове слике изузетно високе резолуције што их чини још тежим за ефикасну и квалитетну обраду.

Због свега горе наведеног од изузетног је значаја развити ефикасне алгоритме за сегментацију мамографских слика груди и покушати их убрзати колико год да је то могуће. У овом истраживању се вршило пребацивање алгоритма за сегментацију мамографских слика груди на реконфигурабилну хардверску платформу у циљу постизања што је могуће бољих перформанси.

Други скуп слика чиниле су микротомографске слике попречних пресека мишићних плућа чију је сегментацију било потребно извршити како би се уклонио нежељени шум са

слика и добиле чистије слике бољег квалитета коришћењем којих би се могла извршити тродимензионална реконструкција мишјих плућа. Како микротомографи такође дају слике високе резолуције и како је, у циљу што квалитетније тродимензионалне визуализације, размак између два попречна пресека изузетно мали, то се може закључити да један скуп микротомографских слика може бројати велики број слика високе резолуције.

То такође ову групу слика чини изузетно захтевном за обраду, па је предмет овог истраживања био и убрзање алгоритма за сегментацију микротомографских слика плућа. Како би се постигло што је веће могуће убрзање, овај алгоритам се у овом истраживању пребацио на реконфигурабилну хардверску платформу.

Трећи скуп слика чиниле су слике попречних пресека колена добијених поступком аквизиције слика на бази рачунарске томографије. Сегментација ових слика је била потребна у циљу отклањања шума и нежељених артефакта са слика, а све то како би се добиле слике високог квалитета које би се могле користити за тродимензионалну реконструкцију модела колена.

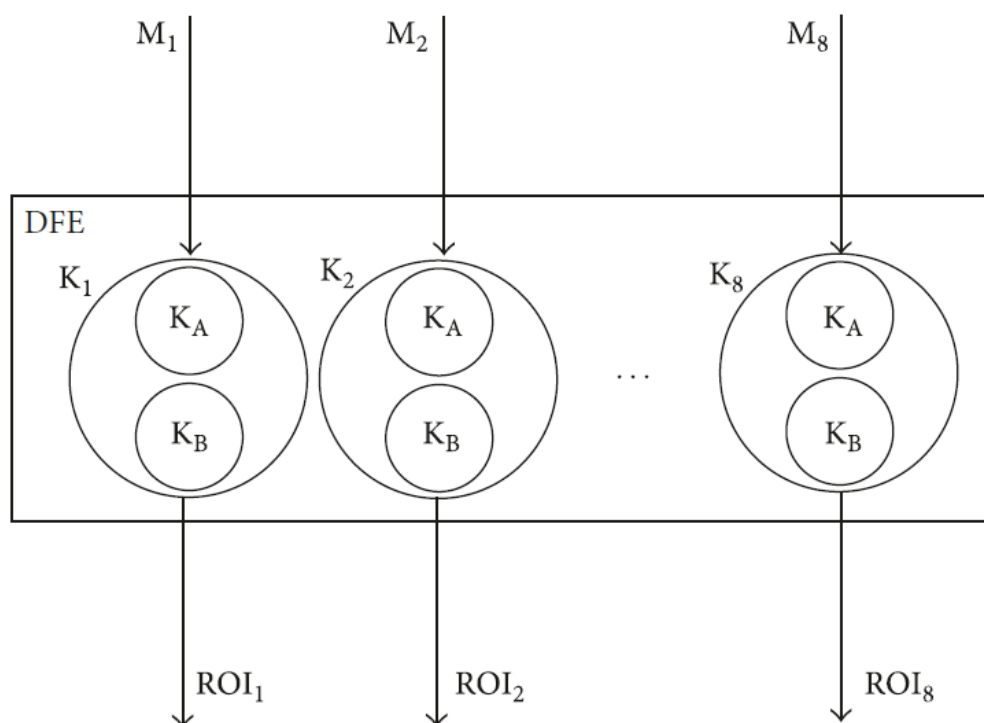
Слике које се добијају помоћу система за аквизицију слика базираних на рачунарској томографији нису тако високе резолуције као слике добијене поступком микротомографије. Такође, размак између две суседне слике, односно два попречна пресека код методе рачунарске томографије је знатно већи од истог размака код методе микротомографије, што резултује у мањем броју слика које је потребно обрадити како би се визуализовао одређени објекат.

Међутим и поред тога обрада ових слика је поприлично захтевна и троши доста процесорског времена. Због тога је пожељно извршити и убрзавање њихове обраде. У овом истраживању се алгоритам за сегментацију слика колена добијених методом рачунарске томографије пребацио на реконфигурабилну хардверску платформу у циљу постизања што је могуће бољих перформанси.

Као реконфигурабилна хардверска платформа коришћено је решење компаније „Maxeler“. Коришћена је картица из реда „Maxeler“ картица друге генерације са ознаком „MAX2336B“. Ова „Maxeler“ картица као „FPGA“ чип користи чип компаније „Xilinx“ ознаке „Virtex5 XC5VLX330T“.

9.1. Пребацивање алгоритама за сегментацију мамографских слика груди на реконфигурабилну хардверску платформу

Алгоритам за сегментацију региона од интереса мамографских слика груди се састоји из два дела: уклањање позадинских артефакта и уклањање пекторалног мишића. На слици 9.1 је приказан блок дијаграм имплементације овог алгоритма на реконфигурабилној хардверској платформи.



Слика 9.1 – Блок дијаграм имплементације алгоритма за сегментацију региона од интереса из мамографских слика груди на реконфигурабилној хардверској платформи

Као што се са слике може видети, читав дизајн се састоји из два основна кернела означена са „ K_A “ и „ K_B “, који се користе за отклањање позадинских артефакта и пекторалног мишића респективно. Менаџер је задужен за прикупљање података о мамографским сликама дојке од централне процесорске јединице, стримовање тих података кернелу за уклањање позадинских артефакта, преузимање излаза из тог кернела и повезивање тог излаза на улаз кернела за уклањање пекторалног мишића и на крају

преузимање података са излаза тог кернела и слање тих података назад централној процесорској јединици.

Након имплементације овог дизајна, анализом искоришћености ресурса реконфигурабилне хардверске платформе уочено је да постоји још велика количина хардверских ресурса која није искоришћена. Управо због тога је овај дизајн умножен 8 пута и на тај начин се омогућило реконфигурабилној хардверској платформи да може да обрађује 8 мамографских слика у паралели. Дизајн није могуће умножити више од 8 пута, зато што је реконфигурабилна хардверска платформа ограничена на осам улазних и осам излазних стримова.

Централна процесорска јединица стримује податке о једној или више, али највише 8, мамографских слика означених са „M₁“ до „M₈“ ка реконфигурабилној хардверској платформи. Менаџер сакупља те податке и стримује их кернелима означеним са „K₁“ до „K₈“. Кернели врше обраду над подацима и као резултат стримују менаџеру регионе од интереса означених са „ROI₁“ до „ROI₈“. Менаџер сакупља ове излазне податке и шаље их централној процесорској јединици, која их уписује у меморију, чиме је процес сегментације региона од интереса са мамографске слике дојке на реконфигурабилној хардверској платформи завршен.

На блоку дијаграму који описује конфигурацију реконфигурабилне хардверске платформе постоји 8 кернела означених са „K₁“ до „K₈“ који имају могућност обраде 8 мамографских слика дојке у паралели. Сваки од тих кернела се интерно састоји од 2 кернела означених са „K_A“ и „K_B“. Кернел „K_A“ је задужен за уклањање позадинских артефакта, док је кернел „K_B“ задужен за уклањање пекторалног мишића.

Оба ова кернела су дефинисана графовима који описују њихову функционалност. Упрошћене верзије тих графова су приказане на сликама 9.2 и 9.3. На овим сликама неке променљиве, као што су то на пример променљиве означене са „first_white“ и „above_pixel“, су због једноставнијег приказа дефинисане као улазне променљиве али се оне у стварним графовима рачунају.

У циљу поједностављења графа, ове променљиве се могу приказати као улази, зато што њихово рачунање нема утицај на остатак графа, а њихово име јасно говори за шта се

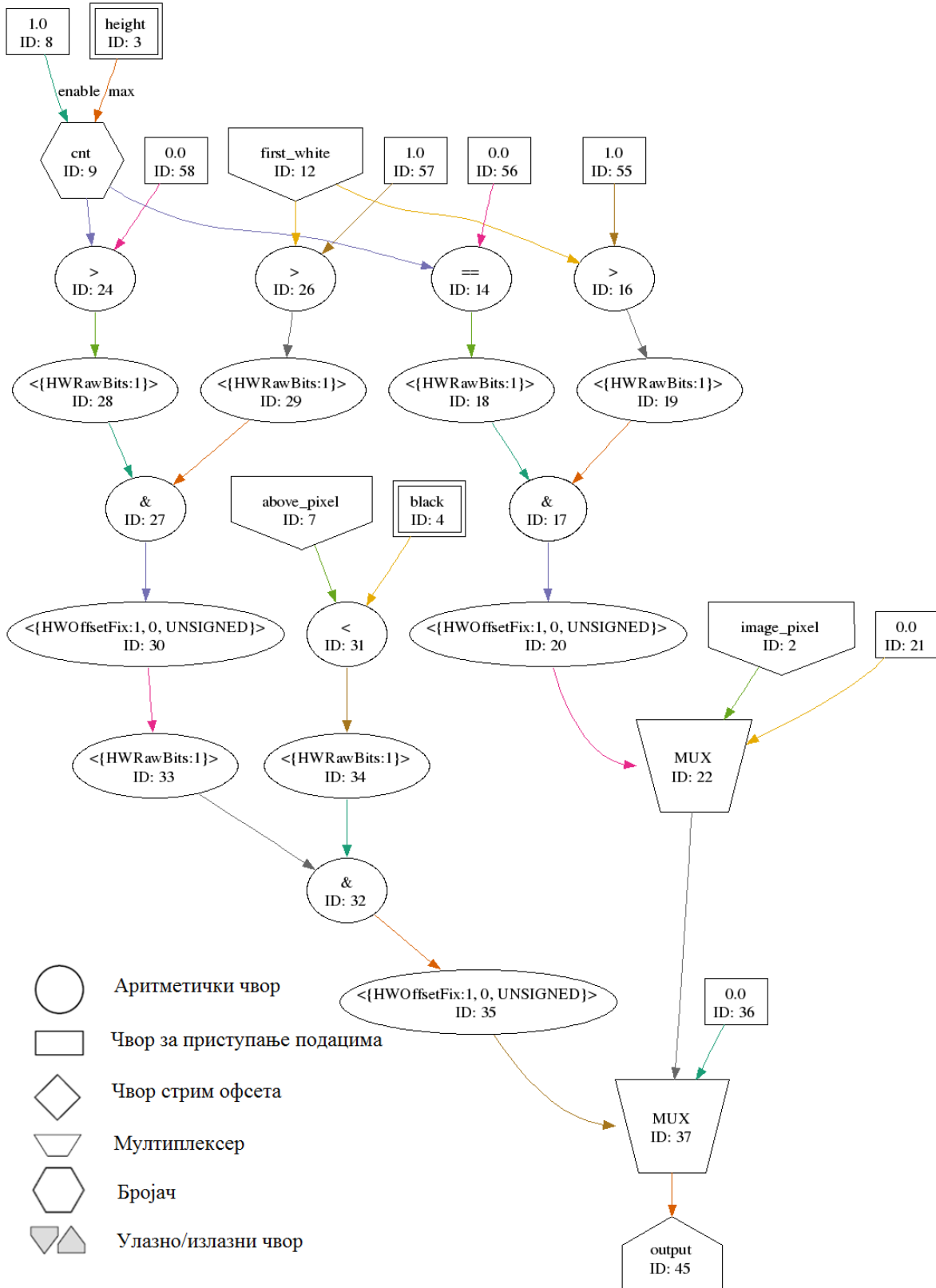
оне користе. Променљива означена са „first_white“ се користи да одреди прво појављивање повезаних пиксела који нису црне боје, односно прво појављивање пиксела који не припадају позадини слике, у тренутном реду мамографске слике дојке. Променљива означена са „above_pixel“ садржи информацију о интензитету пиксела који се налази у истој колони као и тренутни пиксел, али у горњем реду. На овај начин су добијени много једноставнији и јаснији графови.

Такође, оба ова графа треба да испуне неке услове које поставља сама реконфигурабилна хардверска платформа. Потребно их је дизајнирати на такав начин да користе што је могуће мање хардверских ресурса реконфигурабилне хардверске платформе како би могли да стану на саму платформу, али у исто време морају да испуњавају и услове алгоритама за уклањање позадинских артефакта и пекторалног мишића.

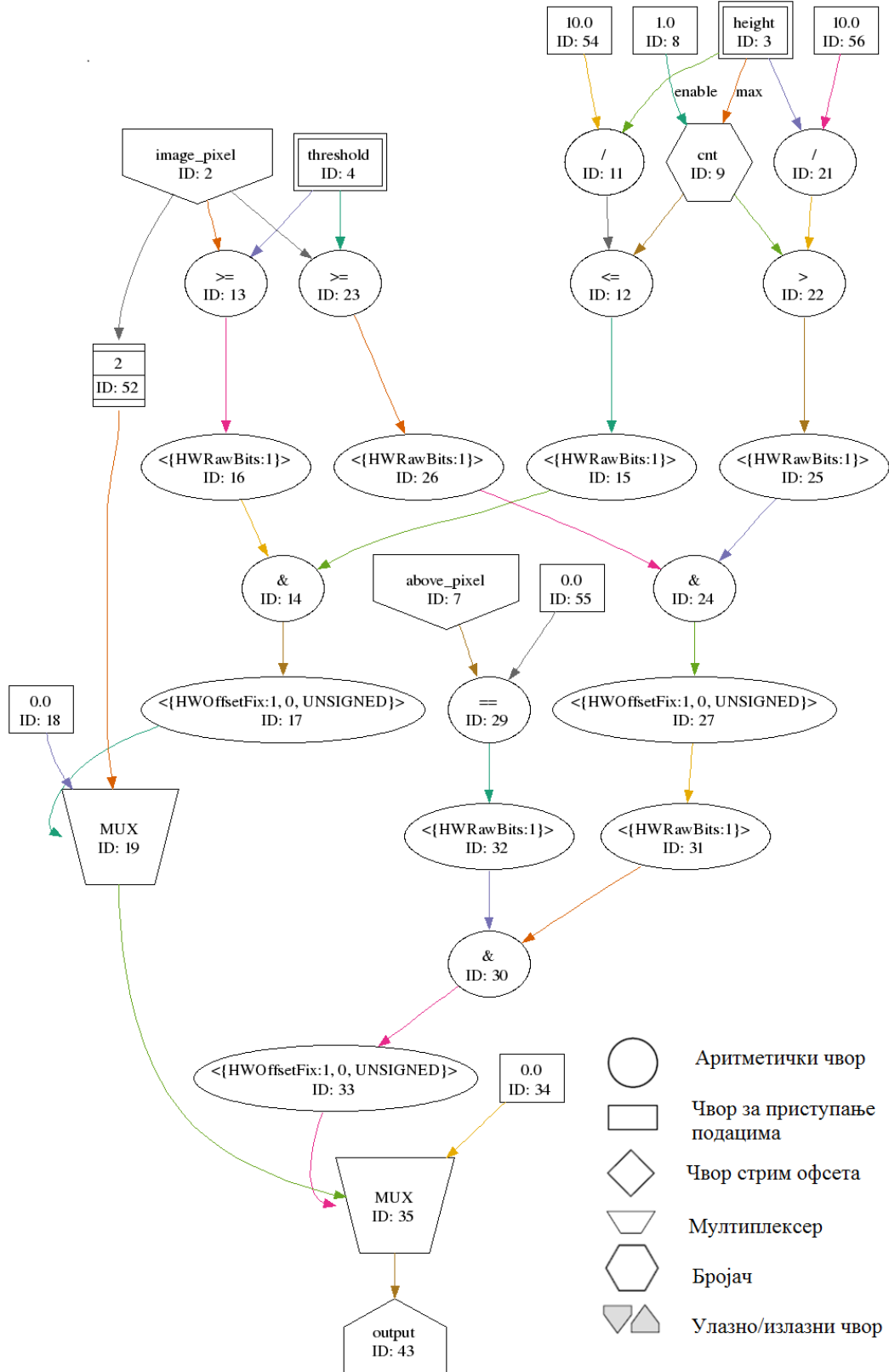
На слици 9.2 је приказан граф за уклањање позадинских артефакта. Његов главни задатак јесте управо уклањање нежељених позадинских артефакта као што су то на пример маркери пацијената и слично. Овај граф се састоји из два мултиплексера, неколико аритметичких чворова, једног бројача који броји од 0 до броја редова у мамографској слици дојке умањеног за један са кораком 1, неколико улазних стримова и скаларних улаза и једног излазног стрима.

Главни делови овог графа су управо два поменута мултиплексера означена идентификационим бројевима 22 и 37. У зависности од одређених услова они или на излаз стримују тренутни пиксел који се обрађује или његову вредност промене на црну боју и то шаљу на излаз.

Мултиплексер означен идентификационим бројем 22 проверава два услова. Први услов је да ли тренутни пиксел припада првом реду мамографске слике дојке. Други услов је да ли тренутни пиксел не припада првој повезаној целини пиксела који нису црне боје у првом реду. Уколико су оба услова испуњена, мултиплексер поставља свој излаз на црну боју и на тај начин уклања један пиксел позадинског артефакта. У супротном случају, ако бар један или оба услова нису испуњена, мултиплексер прослеђује непромењену вредност пиксела на даљу обраду, пошто он не припада позадинском артефакту мамографске слике дојке.



Слика 9.2 – Граф за уклањање позадинских артифика



Слика 9.3 – Граф за уклањање пекторалног мишића

Излаз мултиплексера са идентификационим бројем 22 је повезан на улаз мултиплексера са идентификационим бројем 37. Овај други мултиплексер проверава да ли тренутни пиксел који се обрађује не припада првом реду и првом повезаном делу пиксела тренутног реда који нису црне боје и да ли је вредност пиксела изнад њега мања од предефинисане граничне вредности за уклањање нежељених позадинских артификаста означене са „black“. Уколико су сви услови испуњени други мултиплексер поставља тренутни пиксел на црно и на тај начин уклања пиксел који је припадао нежељеном артикасту. У супротном случају, уколико бар један или сви услови нису испуњени, други мултиплексер стримује непромењену вредност тренутног пиксела на излаз, пошто она не припада позадинском артикасту мамографске слике дојке. Излаз кернела за уклањање нежељених позадинских артификаста се прослеђује на улаз кернела за уклањање пекторалног мишића.

Главни задатак који алгоритам за уклањање пекторалног мишића има јесте да уклони део на мамографској слици дојке који одговара пекторалном мишићу. Граф овог алгоритма је приказан на слици 9.3.

Граф кернела за уклањање пекторалног мишића се састоји од готово истих чворова као и граф за уклањање позадинских артификаста. Он се састоји из два мултиплексера, неколико аритметичких чворова, бројача који броји од 0 до броја редова у мамографској слици дојке умањен за један са кораком 1, неколико улазних стримова и скаларних улаза и једног излазног стрима.

Први мултиплексер означен идентификационим бројем 19 проверава да ли тренутни пиксел припада реду који припада првој десетини мамографске слике дојке и да ли тренутни пиксел има интензитет који је већи или једнак од предефинисане граничне вредности за уклањање пекторалног мишића која је на слици означена са „threshold“. Уколико су сви услови испуњени, овај мултиплексер поставља свој излаз на црну боју, чиме се уклања један пиксел пекторалног мишића. У супротном случају, уколико бар један или оба услова нису испуњена, овај мултиплексер стримује на излаз непромењену вредност тренутног пиксела, пошто он не припада пекторалном мишићу мамографске слике дојке.

Други мултиплексер, означен идентификационим бројем 35, проверава да ли тренутни пиксел не припада реду који се налази у првој десетини мамографске слике дојке, да ли тренутни пиксел има интензитет који је већи или једнак предефинисаној граничној вредности означеној са „threshold“ и да ли је пиксел који се налази изнад тренутног пиксела црне боје. Уколико су сви услови испуњени, други мултиплексер поставља свој излаз на црну боју, чиме је уклоњен пиксел који припада пекторалном мишићу. У супротном случају, уколико бар један или сви услови нису испуњени, други мултиплексер на свој излаз стримује непромењену вредност тренутног пиксела, пошто она не припада пекторалном мишићу мамографске слике дојке. Излаз кернела за уклањање пекторалног мишића се прослеђује централној процесорској јединици која те резултате складишти у меморију чиме се процес сегментације региона од интереса мамографске слике дојке завршава.

Сви улази и излази у и из горе поменутих кернела су имали ширину од 32 бита. Мултиплексери који су коришћени су били 2 на 1 мултиплексери са улазним и излазним подацима ширине 32 бита и селекционим сигналом ширине 1 бит. Бројачи су такође имали ширину од 32 бита. Аритметички чворови који су коришћени за разне операције поређења бројева су такође имали улазну ширину од 32 бита и излазну ширину од 1 бита. „И“ логичко коло има ширину од 1 бита, а аритметички чвор за операцију дељења користи целе природне бројеве ширине 32 бита.

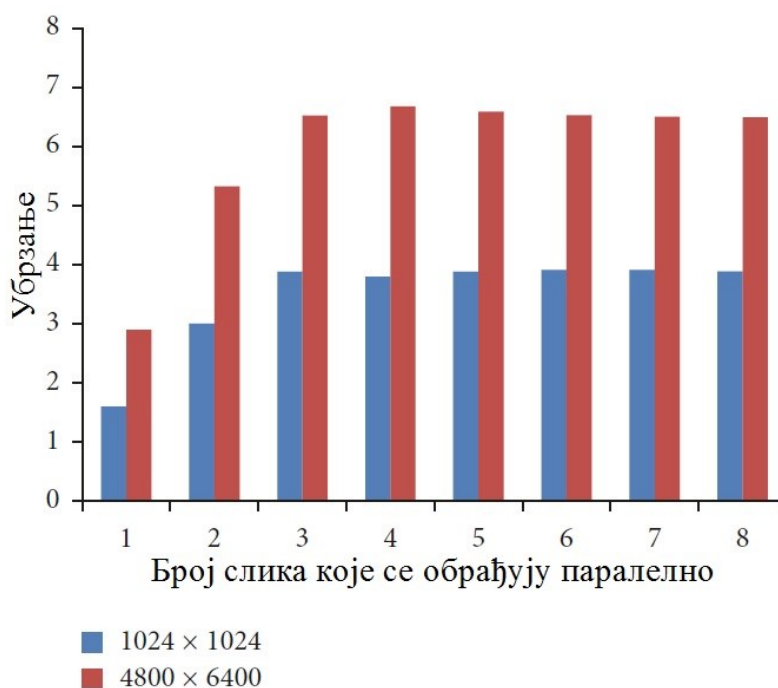
У циљу поређења перформанси алгорита за сегментацију региона од интереса мамографских слика груди пребаченог на реконфигурабилну хардверску платформу, вршено је поређење времена извршавања овог алгорита на реконфигурабилној хардверској платформи и процесору опште намене. Као процесор опште намене коришћен је „Intel Core i3-3240“ који ради на фреквенцији од 3.4 GHz. Поређења су вршена са неколико различитих конфигурација реконфигурабилне хардверске платформе и са два типа мамографских слика дојке чије су резолуције биле 1024 x 1024 и 4800 x 6400 пиксела.

Реконфигурабилна хардверска платформа је била конфигурисана на више начина. Била је конфигурисана да ради само са једном сликом у једном временском тренутку и са две или више слика, али највише са 8 слика у паралели. Реконфигурабилна хардверска платформа је такође била конфигурисана да ради са две фреквенције: 75 MHz и 200 MHz.

Табела 9.1 – Искоришћеност ресурса реконфигурабилне хардверске платформе за сегментацију мамографских слика груди

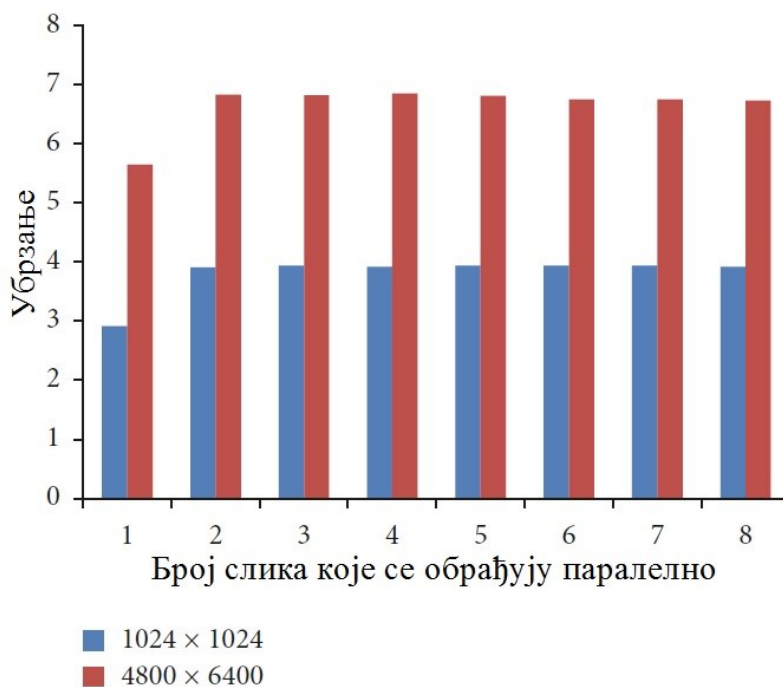
	Искоришћено ресурса	Доступно ресурса
LUT	44784 (21.60%)	207360
FF	52447 (25.29%)	207360
BRAM	84 (25.93%)	324
DSP	21 (10.94%)	192

Искоришћеност хардверских ресурса на самој реконфигурабилној хардверској платформи за најбољи случај, односно за фреквенцију од 200 MHz и 8 кернела који процесирају 8 мамографских слика у паралели је приказана у табели 9.1. Као што се из табеле може уочити, овај алгоритам би могао да стане и на знатно мање реконфигурабилне хардверске платформе.



Слика 9.4 – Анализа убрзања при фреквенцији реконфигурабилне хардверске платформе од 75 MHz

На слици 9.4 је приказан дијаграм који презентује остварена убрзања коришћењем реконфигурабилне платформе за обраду мамографских слика груди резолуције 1024×1024 и 4800×6400 пиксела и применом различитих конфигурација реконфигурабилне платформе при чему је она могла да обрађује до 8 мамографских слика груди у паралели. Као што се са слике може уочити убрзања су знатно већа уколико реконфигурабилна хардверска платформа обрађује слике веће резолуције. Такође, са порастом броја слика које се обрађују у паралели, убрзање расте до неке тачке за оба типа мамографских слика дојки. Од те тачке па на даље убрзање је мање-више константно. Ово је тренутак када убрзање постаје ограничено са брзином „PCIe“ магистрале.



Слика 9.5 – Анализа убрзања при фреквенцији реконфигурабилне хардверске платформе од 200 MHz

Исти дијаграм као на слици 9.4 је приказан на слици 9.5, само што је у овом случају реконфигурабилна хардверска платформа била конфигурирана да ради на фреквенцији од 200 MHz. Као што се може приметити, убрзање је и даље знатно веће када се обрађују слике веће резолуције.

Ако се изврши поређење резултата приказаних на сликама 9.4 и 9.5, у области где се обрађује једна или две слике у паралели убрзање је знатно веће када је већа

фреквенција на којој ради реконфигурабилна хардверска платформа. Међутим, изван те области убрзања су мање-више иста. Разлог за ово јесте такође што дизајн постаје ограничен са брзином „PCIe“ магистрале.

Тачка где дизајн постаје ограничен са брзином „PCIe“ магистрале се може поприлично једноставно израчунати. То је тачка где време потребно да се подаци стримују на или са реконфигурабилне хардверске платформе постаје веће од времена потребног да се изврши обрада података. Време потребно да се изврши обрада података се лако може израчунати коришћењем следеће једначине:

$$T = \frac{c}{f} \quad (9.1)$$

У горњој једначини са „C“ је означен број тактова потребних да се изврши сво процесирање, а са „f“ фреквенција на којој ради реконфигурабилна хардверска платформа. Време потребно да се подаци стримују на или са реконфигурабилне хардверске платформе се може израчунати помоћу следеће једначине:

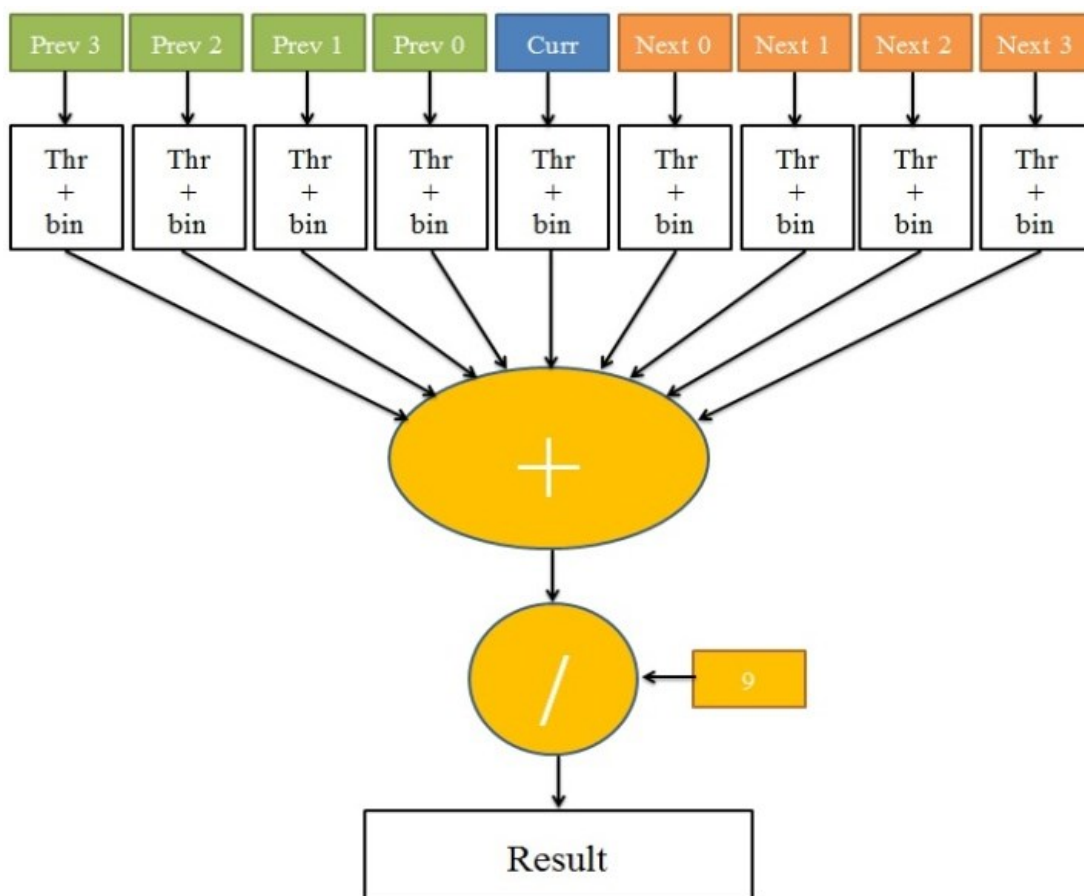
$$T = \max\left(\frac{B_{in}}{BW_{in}}, \frac{B_{out}}{BW_{out}}\right) \quad (9.2)$$

У горњој једначини са „B“ је означена количина података у бајтима која се стримује на или са реконфигурабилне хардверске платформе, а са „BW“ брзина преноса тих података. Од тренутка када дизајн постане ограничен са брзином „PCIe“ магистрале једина ствар која се може урадити јесте компресија улазних и/или излазних података. У том случају би имало смисла даље повећавати број паралелних извршавања одређеног дизајна на реконфигурабилној хардверској платформи.

9.2. Пребацивање алгоритама за сегментацију микротомографских слика мишјих плућа на реконфигурабилну хардверску платформу

Пре него што се започне са пребацивањем алгорита за сегментацију микротомографских слика мишјих плућа на реконфигурабилну хардверску платформу,

читава алгоритам је потребно поделити на његов део за контролу протока и део за проток података. Део за контролу протока се извршава на централној процесорској јединици, док се део за проток података извршава на реконфигурабилној хардверској платформи. Задатак централне процесорске јединице јесте да реорганизује податке како би они у оптималном редоследу пролазили кроз реконфигурабилну хардверску платформу и тиме омогућили побољшање перформанси самог алгоритма. Задатак реконфигурабилне хардверске платформе јесте да врши обраду над подацима док они пролазе кроз њу.



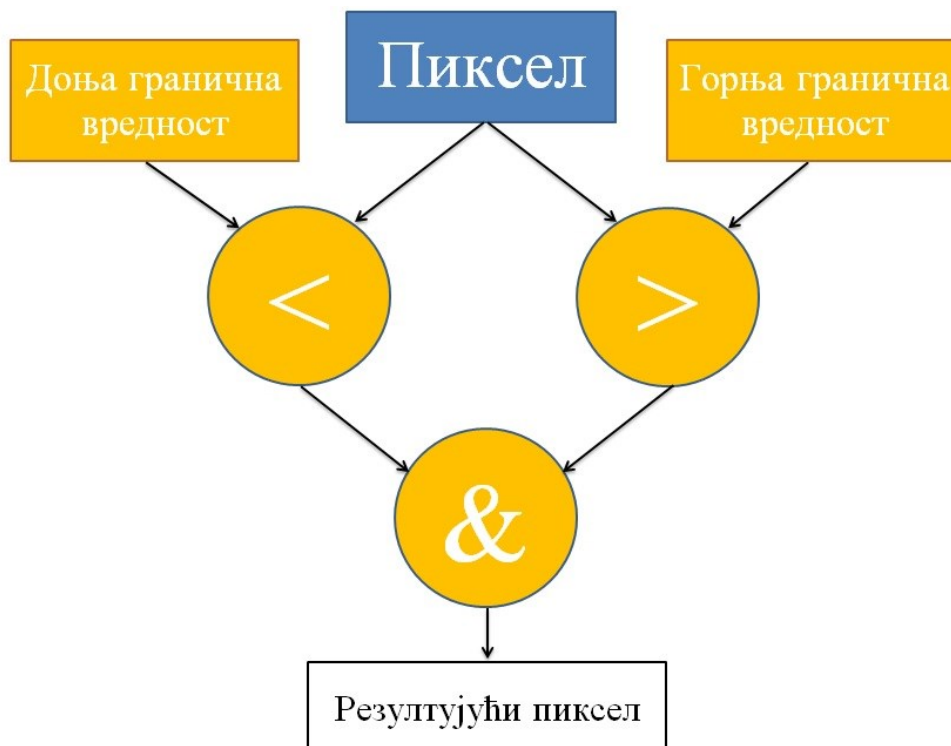
Слика 9.6 – Граф за сегментацију микротомографских слика мишјих плућа

У случају алгоритама за сегментацију микротомографских слика мишјих плућа централна процесорска јединица има за задатак да прочита дводимензионалне слике попречних пресека мишјих плућа из меморије рачунара, као и да резултате које добије од реконфигурабилне хардверске платформе упише у меморију рачунара. Реконфигурабилна

хардверска платформа је одговорна за целокупну обраду слика. Упростићен приказ графа за сегментацију микротомографских слика мишјих плућа је приказан на слици 9.6.

Као што се може приметити на слици, читав дизајн се састоји из векторског улаза који има ширину од 9 поља. Поље означено са „Curr“ представља тренутни пиксел који се обрађује. Сва поља означена са „Prev“ означавају пикселе суседне тренутном пикселу који су на слици индексирани испред њега. Сва поља означена са „Next“ представљају пикселе суседне тренутном пикселу који следе тренутни пиксел, односно који су на слици индексирани након њега. Ти пиксели, тренутни пиксел и њему суседни пиксели, се користе у филтеру за усредњавање.

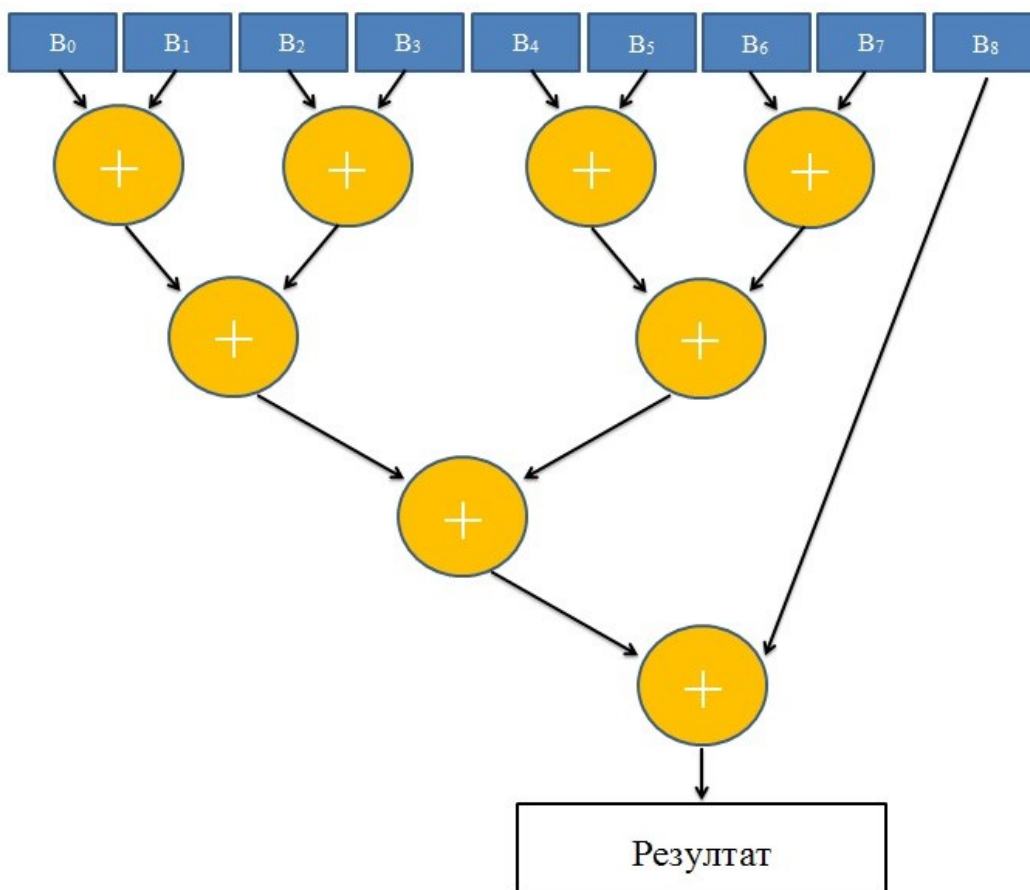
Блокови на графу означени са „Thr+bin“ представљају модуле који су одговорни за сегментацију слике граничном вредношћу и бинаризацију. Граф модула који је одговоран за сегментацију слике граничном вредношћу и бинаризацију је приказан на слици 9.7.



Слика 9.7 – Граф за сегментацију слике граничном вредношћу и бинаризацију

Као што се са слике може видети граф за сегментацију слике граничном вредношћу и бинаризацију се састоји од једног логичког „И“ кола и два аритметичка кола за

поређење бројева. Ова два аритметичка кола за поређење бројева врше поређење вредности тренутног пиксела са предефинисаним доњим и горњим граничним вредностима. Логичко „И“ коло врши проверу да ли су оба услова аритметичких кола за поређење бројева испуњена и уколико јесу, то значи да се вредност тренутног пиксела налази у задатим границама, те се он поставља на 1, односно на белу боју, односно додељује се објекту на слици. Уколико један или оба услова која проверава логичко „И“ коло нису испуњена, тада се резултат поставља на 0, односно црну боју, односно додељује се позадини слике. Овим се процес сегментације микротомографских слика попречних пресека мишићних плућа применом граничне вредности и бинаризације завршава.

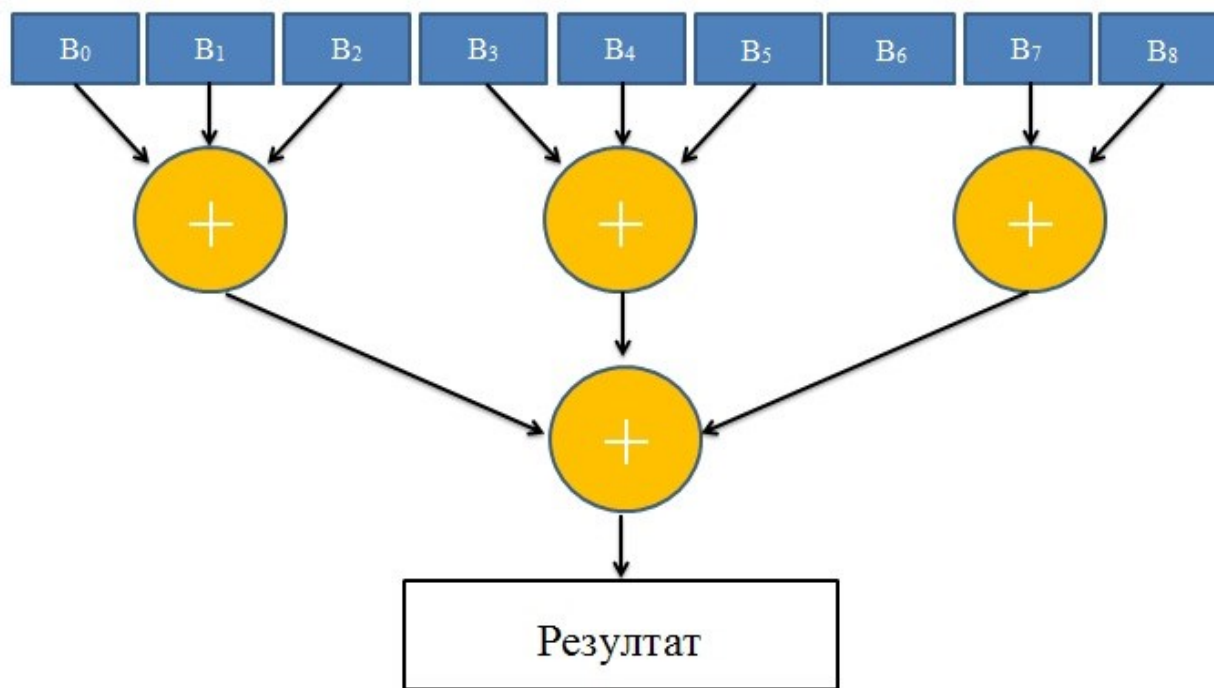


Слика 9.8 – Граф сабирача са два улаза

Након сегментације слике мишићних плућа граничном вредношћу и бинаризацијом она се провлачи кроз филтер за усредњавање. Филтер за усредњавање ради тако што сумира све пикселе у његовом прозору и подели их са укупним бројем пиксела. У овом

истраживању коришћене су две врсте сабирача: са два и са три улаза. Граф сабирача са два улаза који се користи како би сумирао вредности пиксела који припадају прозору за усредњавање је приказан на слици 9.8. Са слике се може закључити да ова техника користи 8 сабирача са два улаза и има дубину од 4 нивоа.

Граф сабирача са три улаза који се користи како би сумирао вредности пиксела који припадају прозору за усредњавање је приказан на слици 9.9. Ова техника користи свега четири сабирача са три улаза и њена дубина је свега 2 нивоа. Завалајући томе постиже се да се применом ове технике добија граф знатно мање латенције него што би то било применом технике сабирача са два улаза.



Слика 9.9 – Граф сабирача са три улаза

Након имплементације овог дизајна, анализом искоришћености ресурса реконфигурабилне хардверске платформе уочено је да постоји још велика количина хардверских ресурса која није искоришћена. Управо због тога је овај дизајн умножен 8 пута и на тај начин се омогућило реконфигурабилној хардверској платформи да може да обрађује 8 микротомографских слика попречних пресека мишјих плућа у паралели. Дизајн

није могуће умножити више од 8 пута, зато што је реконфигурабилна хардверска платформа ограничена на осам улазних и осам излазних стримова.

Сви улази и излази у и из горе објашњеног дизајна су имали ширину од 32 бита. Аритметички чворови који су коришћени за разне операције поређења бројева су такође имали улазну ширину од 32 бита и излазну ширину од 1 бита. „И“ логичко коло има ширину од 1 бита, а аритметички чвор за операцију дељења користи целе природне бројеве ширине 32 бита.

У циљу поређења перформанси алгоритма за сегментацију микротомографских слика мишјих плућа пребаченог на реконфигурабилну хардверску платформу, вршено је поређење времена извршавања овог алгоритма на реконфигурабилној хардверској платформи и процесору опште намене. Као процесор опште намене користио се „Intel Xeon CPU E5-2670“ који ради на фреквенцији од 2.6 GHz.

Поређења су вршена са неколико различитих конфигурација реконфигурабилне хардверске платформе. Реконфигурабилна хардверска платформа је била конфигурисана да ради само са једном сликом у једном временском тренутку и са две или више слика, али највише са 8 слика, у паралели. Реконфигурабилна хардверска платформа је била конфигурисана да ради на фреквенцији од 250 MHz.

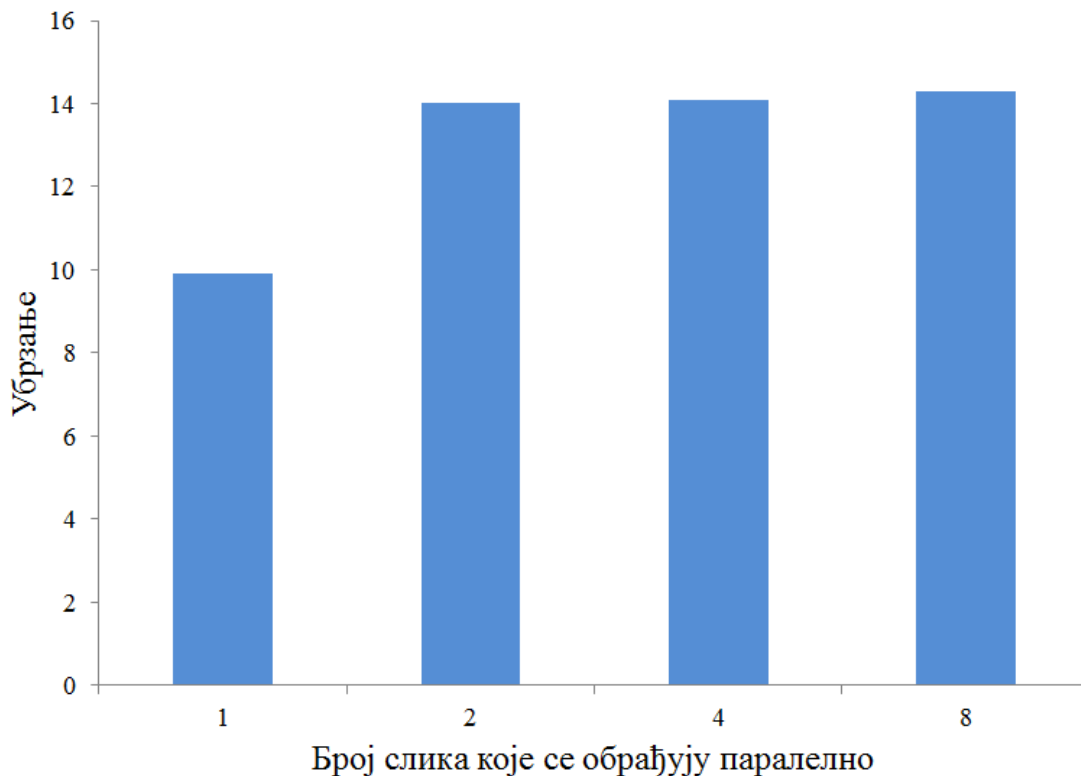
Табела 9.2 – Искоришћеност ресурса реконфигурабилне хардверске платформе за сегментацију слика попречних пресека мишјих плућа

	Искоришћено ресурса	Доступно ресурса
LUT	42548 (20.52%)	207360
FF	49333 (23.79%)	207360
BRAM	77 (23.77%)	324
DSP	17 (8.86%)	192

Искоришћеност хардверских ресурса на самој реконфигурабилној хардверској платформи за најбољи случај, односно за фреквенцију од 250 MHz и 8 кернела који процесирају 8 слика у паралели је приказана у табели 9.2. Као што се из табеле може

уочити, овај алгоритам би могао да стане и на знатно мање реконфигурабилне хардверске платформе.

На слици 9.10 је приказан дијаграм који презентује остварена убрзања коришћењем реконфигурабилне платформе за обраду микротомографских слика попречних пресека мишјих плућа применом различитих конфигурација реконфигурабилне платформе при чему је она могла да обрађује до 8 слика у паралели.

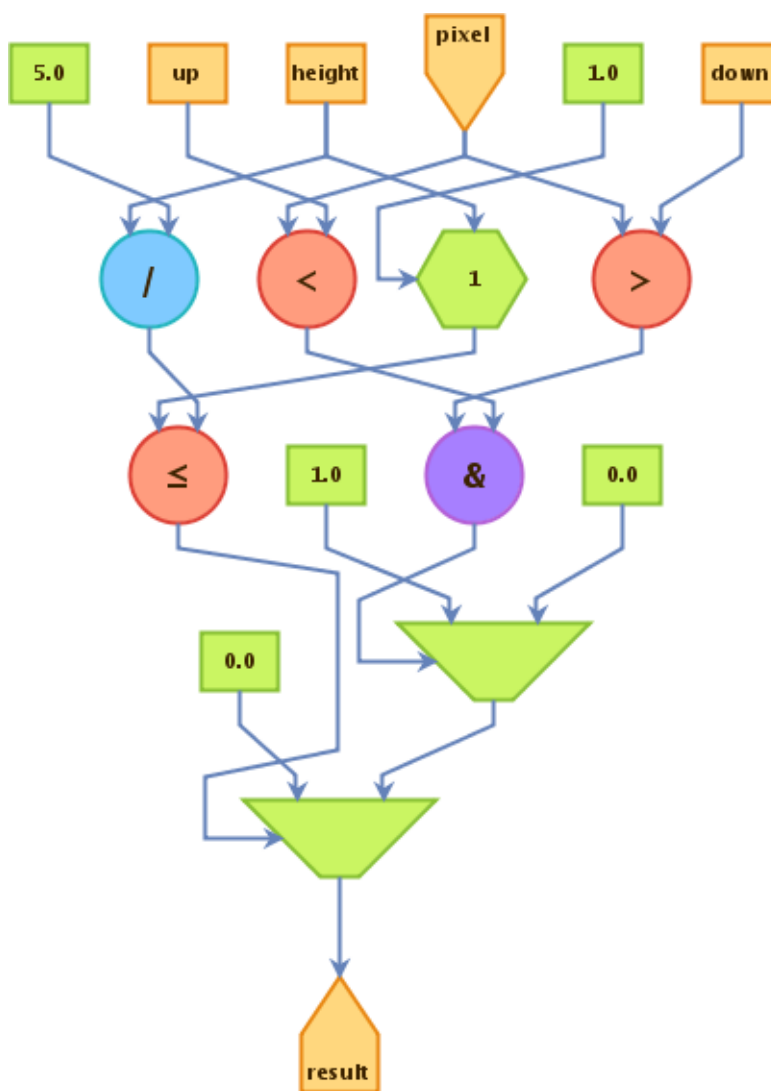


Слика 9.10 – Анализа убрзања алгоритма за сегментацију микротомографских слика мишјих плућа

Као што се са слике може уочити обрадом две слике у исто време добија се веће убрзање него када се обрађује само једна слика у једном тренутку. Међутим, даљим повећањем броја слика које се обрађују паралелно се не повећава убрзање. Разлог овоме је зато што апликација постаје ограничена брзином „PCIe“ магистрале.

9.3. Пребацивање алгоритама за сегментацију слика колена на реконфигурабилну хардверску платформу

Исто као и код претходног алгорита, пре него што се започне са пребацивањем алгорита за сегментацију колена на реконфигурабилну хардверску платформу, читав алгорита је потребно поделити на његов део за контролу протока и део за проток података.



Слика 9.11 – – Граф за сегментацију слика колена

Део за контролу протока код алгорита за сегментацију слика колена чине читање слика колена из меморије рачунара и стримовање истих на улаз реконфигурабилне

хардверске платформе, постављање скаларних улаза реконфигурабилне хардверске платформе, као и прикупљање резултата и њихово складиштење у меморији рачунара. Део за проток података има за задатак да како подаци пролазе кроз њега врши одговарајућу обраду над њима и на излаз стримује сегментирану слику.

На слици 9.11 је приказан граф за сегментацију слика колена на реконфигурабилној хардверској платформи. Он се састоји из два мултиплексера, неколико аритметичких чворова, једног бројача који броји од 0 до броја редова у мамографској слици дојке умањеног за један са кораком 1, једног улазног стрима, неколико скаларних улаза и једног излазног стрима.

Главни део овога графа представљају два мултиплексера. Горњи мултиплексер је одговоран за сегментацију слике колена применом граничних вредности и бинаризације. Може се уочити да се он састоји из два фиксна улаза 1 и 0 и једног селекционог бита. Фиксни улази дају боју пикселу, 1 одговара белој боји, а 0 одговара црној боји, а селекциони бит врши селекцију између ове две боје зависно од одређених услова. Може се уочити да логичко коло које генерише селекциони бит изгледа исто као и коло за сегментацију граничном вредношћу и бинаризацијом са слике 9.6 и оно то заиста и јесте. Наиме, уколико је тренутни пиксел у границама између горње и доње предефинисане граничне вредности помоћу одговарајућих скаларних улаза означених са „up“ и „down“ респективно, тада селекциони бит селекује белу боју. У супротном случају, уколико вредност тренутног пиксела није између горње и доње предефинисане граничне вредности, тада селекциони бит селекује црну боју. Овим је постигнута сегментација применом граничних вредности и бинаризацијом.

Доњи мултиплексер има за задатак филтрирања доње петине слике. Његов селекциони бит се генерише на основу поређења тренутне вредности бројача који показује, односно броји у ком се реду налази тренутни пиксел и вредности броја пиксела по висини слике колена подељене са пет. Уколико то поређење покаже да се пиксел налази у доњој петини слике, онда селекциони бит селекује црну боју, чиме се уклања нежељени артефакт са слике. У супротном случају, уколико поређење покаже да се тренутни пиксел не налази у доњој петини слике, онда селекциони бит на излаз прослеђује излаз горњег мултиплексера. Овим је процес сегментације слике колена завршен.

Након имплементације овог дизајна, анализом искоришћености ресурса реконфигурабилне хардверске платформе уочено је да постоји још велика количина хардверских ресурса која није искоришћена. Управо због тога је овај дизајн умножен 8 пута и на тај начин се омогућило реконфигурабилној хардверској платформи да може да обрађује 8 слика попречних пресека колена у паралели. Дизајн није могуће умножити више од 8 пута, зато што је реконфигурабилна хардверска платформа ограничена на осам улазних и осам излазних стримова.

Сви улази и излази у и из горе објашњеног дизајна су имали ширину од 32 бита. Мултиплексери који су коришћени су били 2 на 1 мултиплексери са улазним и излазним подацима ширине 32 бита и селекционим сигналом ширине 1 бит. Бројачи су такође имали ширину од 32 бита. Аритметички чворови који су коришћени за разне операције поређења бројева су такође имали улазну ширину од 32 бита и излазну ширину од 1 бита. „И“ логичко коло има ширину од 1 бита, а аритметички чвор за операцију дељења користи целе природне бројеве ширине 32 бита.

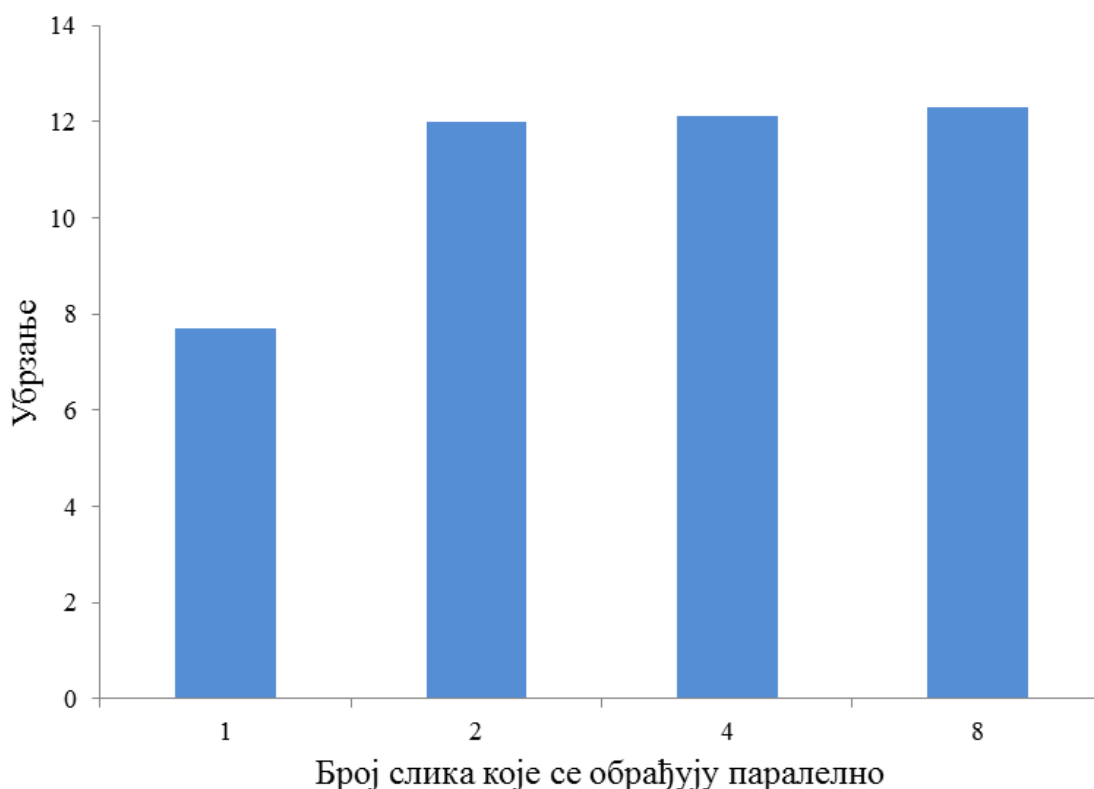
Табела 9.3 – Искоришћеност ресурса реконфигурабилне хардверске платформе за сегментацију слика попречних пресека колена

	Искоришћено ресурса	Доступно ресурса
LUT	41345 (19.94%)	207360
FF	47218 (22.77%)	207360
BRAM	72 (22.22%)	324
DSP	0 (0%)	192

У циљу поређења перформанси алгоритма за сегментацију слика колена пребаченог на реконфигурабилну хардверску платформу, вршено је поређење времена извршавања овог алгоритма на реконфигурабилној хардверској платформи и процесору опште намене. Као процесор опште намене коришћен је „Intel Xeon CPU E5-2670“ који ради на фреквенцији од 2.6 GHz.

Поређења су вршена са неколико различитих конфигурација реконфигурабилне хардверске платформе. Реконфигурабилна хардверска платформа је била конфигурисана да ради само са једном сликом у једном временском тренутку и са две или више слика, али највише са 8 слика, у паралели. Реконфигурабилна хардверска платформа је такође била конфигурисана да ради на фреквенцији од 250 MHz.

Искоришћеност хардверских ресурса на самој реконфигурабилној хардверској платформи за најбољи случај, односно за фреквенцију од 250 MHz и 8 кернела који процесирају 8 слика у паралели је приказана у табели 9.3. Као што се из табеле може уочити, овај алгоритам би могао да стане и на знатно мање реконфигурабилне хардверске платформе.



Слика 9.12 – Анализа убрзања алгоритма за сегментацију слика колена

На слици 9.12 је приказан дијаграм који презентује остварена убрзања коришћењем реконфигурабилне платформе за обраду микротомографских слика попречних пресека колена применом различитих конфигурација реконфигурабилне платформе при чему је она могла да обрађује до 8 слика у паралели. Као што се са слике може уочити обрадом

две слике у исто време добија се веће убрзање него када се обрађује само једна слика у једном тренутку. Међутим, даљим повећањем броја слика које се обрађују паралелно се не повећава убрзање. Разлог овоме је зато што апликација постаје ограничена брзином „PCIe“ магистрале.

10.

10. Закључна разматрања

Како у свакодневном животу, тако и у многим научним истраживањима дигитална обрада слика има изузетно велику примену. У биомедицини је нашла велику примену у разним системима за дијагностику. Управо због тога, обрада дигиталних слика је нашла изузетно велику примену и предмет је разних истраживања у области биоинжењерства. Једна од кључних процедура приликом обраде биомедицинских слика представља управо сегментација слика. Методом сегментације слика она се дели на одређени број сегмената који имају неке заједничке карактеристике и захваљујући томе сама слика постаје лакша за разумевање и даље процесирање.

Развојем нових и усавршавањем постојећих система за аквизицију слика дошло се до тога да се данашње слике снимају у изузетно високој резолуцији. Осим тога, приликом вршења снимања унутрашњих органа пацијената помоћу на пример методе рачунарске томографије као резултат се добија велики број слика попречних пресека тела високе резолуције. Појавом методе микротомографије, резолуција слике се још значајно повећала до реда микрометара, а и размак између снимака два попречна пресека се знатно смањило, такође до реда микрометара, па се добија још већи број слика попречних пресека.

Управо због повећања обима података за обраду, који је узрокован усавршавањем процедура за аквизицију слика, многе апликације које су нормално радиле почињу да захтевају знатно више рачунарских ресурса и знатно више процесорског времена. У неким

случајевима, где је на пример потребно одмах након аквизиције извршити и обраду слика у реалном времену, због великог времена које је потребно апликацијама за обраду података оне постају бескорисне. Због свега тога је од изузетног значаја извршити убрзање алгоритама за обраду слика, а самим тим и алгоритама за сегментацију слика који представљају један од првих корака приликом дигиталне обраде слике.

Основне полазне хипотезе од којих се пошло приликом истраживачког рада на овој докторској дисертацији, а које су настале као резултат детаљног проучавања досадашњих истраживања и најновијих достигнућа и сазнања у области примене реконфигурабилних хардверских платформи у обради биомедицинских слика су:

- мамографске слике груди су све веће резолуције а самим тим и скупови мамографских слика груди који се користе за учење и тестирање модела за одлучивање су све већи;
- скуп слика који се користи за тродимензионалну реконструкцију је све већи, односно све је мање растојање између две суседне слике, односно два попречна пресека у том скупу, а и саме слике су све веће резолуције;
- због све већих скупова биомедицинских слика и све веће резолуције истих потребно је извршити убрзање алгоритама за сегментацију биомедицинских слика;
- примена реконфигурабилних хардверских платформи у обради биомедицинских слика даје добре резултате;
- на реконфигурабилној хардверској платформи постоји довољно хардверских ресурса, односно логичких јединица и дигиталних процесора сигнала како би се алгоритми за обраду биомедицинских слика могли имплементирати.

На основу горе набројаних полазних претпоставки од којих се пошло приликом израде ове докторске дисертације може се закључити да реконфигурабилна хардверска платформа представља једно од потенцијалних решења за убрзање алгоритама за сегментацију слика. У оквиру овог истраживања анализирана су три алгоритма за сегментацију биомедицинских слика: алгоритам за сегментацију мамографских слика груди, алгоритам за сегментацију микротомографских слика мишјих плућа и алгоритам за сегментацију слика колена добијених процесом рачунарске томографије. Након њихове

детаљне анализе, они су пребачени на реконфигурабилну хардверску платформу. Читав поступак пребацивања алгоритама на реконфигурабилну хардверску платформу је објашњен до детаља и извршена је анализа више различитих конфигурација реконфигурабилне хардверске платформе за сваки од алгоритама. На крају је извршено и поређење перформанси извршавања ових алгоритама на реконфигурабилној хардверској платформи и на рачунарима опште намене.

Алгоритам за сегментацију мамографских слика груди се користи како би се из тих слика екстрактао регион од интереса, односно како би се са њих уклонили нежељени артефакти. Ти артефакти су подељени у две групе: позадински артефакти и пекторални мишић. У оквиру овог истраживања извршено је унапређење алгоритма који је пронађен у литератури, али који није давао тачне резултате за све мамографске слике груди. Након овог унапређења, алгоритам је пребачен на реконфигурабилну хардверску платформу. Постојало је више конфигурација реконфигурабилне хардверске платформе у зависности од резолуције слика које се обрађују, броја слика које се обрађују у паралели и фреквенције на којој је сама реконфигурабилна хардверска платформа радила. Експериментални резултати су показали да се извршавањем овог алгоритма на реконфигурабилној хардверској платформи за њену оптималну конфигурацију постижу убрзања од 7 пута у односу на рачунар.

Алгоритам за сегментацију микротомографских слика попречних пресека мишјих плућа је имао за задатак да са тих слика уклони сав шум. У оквиру овог истраживања развијен је алгоритам за сегментацију микротомографских слика попречних пресека мишјих плућа који је базиран на добро познатим алгоритмима за сегментацију граничном вредношћу, бинаризацију и филтру за усредњавање. Након развоја овог алгоритма, он је пребачен на реконфигурабилну хардверску платформу. Анализирано је више конфигурација саме реконфигурабилне хардверске платформе у зависности од коришћене врсте сабирача: са два или са три улаза и броја слика које су процесирани у паралели. Експериментални резултати су показали да се извршавањем овог алгоритма на реконфигурабилној хардверској платформи за њену оптималну конфигурацију постижу убрзања од 14 пута у односу на рачунар.

Алгоритам за сегментацију слика попречних пресека колена снимљених методом рачунарске томографије је имао за задатак да са тих слика уклони сав шум и нежељене артефакте. У оквиру овог истраживања развијен је алгоритам за сегментацију слика попречних пресека колена који је базиран на добро познатим алгоритмима за сегментацију граничном вредношћу, бинаризацију и филтрирања доње петине слике. Након развоја овог алгоритма, он је успешно пребачен на реконфигурабилну хардверску платформу. Анализирано је више конфигурација саме реконфигурабилне хардверске платформе у зависности од броја слика које су процесирани у паралели. Експериментални резултати су показали да се извршавањем овог алгоритма на реконфигурабилној хардверској платформи за њену оптималну конфигурацију постижу убрзања од 12 пута у односу на рачунар.

Прегледом остварених резултата у оквиру ове докторске дисертације може се закључити да се реконфигурабилна хардверска платформа може изузетно успешно користити у процесу сегментације биомедицинских слика. Применом реконфигурабилне хардверске платформе у процесу сегментације биомедицинских слика постижу се значајна убрзања у поређењу са временом извршавања истих алгоритама на рачунарима опште намене. Анализом искоришћености хардверских ресурса реконфигурабилне хардверске платформе за сва три алгоритма може се закључити да на самој реконфигурабилној хардверској платформи има доста слободних ресурса. Захваљујући томе за успешну имплементацију ових алгоритама могу се користити и знатно слабије реконфигурабилне хардверске платформе што може у великој мери и смањити цену коштања читавог система.

Будући рад на овом истраживању би се огледао у покушају компресије улазних података, односно компресије слика, како би се уклонио тренутни лимитирајући фактор, брзина „PCIe“ магистрале. Тиме би се постигла још већа убрзања у извршавању ових алгоритама приликом обраде већег броја слика у паралели. Такође, будућа истраживања би ишла и у смеру развоја и/или убрзања неких комплекснијих алгоритама за обраду дигиталних слика. Било би од великог значаја пребацити на реконфигурабилну хардверску платформу алгоритам за откривање сумњивих региона на мамографским сликама груди, чиме би се могао аутоматизовати и убрзати читав процес тренирања и тестирања модела

за одлучивање, што би у значајној мери помогло медицинским радницима. Такође, било би од великог значаја пребацити алгоритам за реконструкцију тродимензионалног модела из слика попречних пресека мишјих плућа и колена на реконфигурабилну хардверску платформу. Овим би се у великој мери убрзао процес истраживања разних тродимензионалних модела, а такође би се у великој мери убрзао процес дијагностике у медицинским установама.

11.

11. Литература

- [1] Gordon E. Moore, „Cramming more components onto integrated circuits,“ *Electronics Magazine* vol. 38, no. 8, pp. 114–117, 1965.
- [2] Intel ARK – Product Specifications, Доступно на сајту: <https://ark.intel.com> (датум приступа: 28. јануар 2019.)
- [3] NVIDIA – PRODUCTS, Доступно на сајту: <https://www.nvidia.com/page/products.html> (датум приступа: 28. јануар 2019.)
- [4] AMD – Product Resource Center, Доступно на сајту: <https://www.amd.com/en/products/specifications> (датум приступа: 28. јануар 2019.)
- [5] Jiho Kim, Jehee Cha, Jason Jong Kyu Park, Dongsuk Jeon, Yongjun Park, „Improving GPU Multitasking Efficiency Using Dynamic Resource Sharing,“ *IEEE Computer Architecture Letters*, vol. 18, no. 1, pp. 1-5, 2019.
- [6] Shiming Ge, Shengwei Zhao, Chenyu Li, Jia Li, „Low-Resolution Face Recognition in the Wild via Selective Knowledge Distillation,“ *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 28, no. 4, pp. 2051 - 2062, 2019.

- [7] Miao Zhang, Lixin Ma, Ping Yu, „Three-Dimensional Full-Range Dual-Band Fourier Domain Optical Coherence Tomography Accelerated by Graphic Processing Unit,“ IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, vol. 25, no. 1, 2019.
- [8] Michael Traoré, Christophe Hurter, Alexandru Telea, „Interactive obstruction-free lensing for volumetric data visualization,“ IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, vol. 25, no. 1, pp. 1029 - 1039, 2019.
- [9] Kumaradevan Punithakumar, Pierre Boulanger, Michelle Noga, „A GPU-Accelerated Deformable Image Registration Algorithm With Applications to Right Ventricular Segmentation,“ IEEE Access, vol. 5, pp. 20374 – 20382, 2017.
- [10] Martin Rajchl, Jing Yuan, James A. White, Eranga Ukwatta, John Stirrat, Cyrus M. S. Nambakhsh, Feng P. Li, Terry M. Peters, „Interactive Hierarchical-Flow Segmentation of Scar Tissue From Late-Enhancement Cardiac MR Images,“ IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 33, no. 1, pp. 159-172, 2014
- [11] Kumaradevan Punithakumar, Michelle Noga, Pierre Boulanger, „A GPU accelerated moving mesh correspondence algorithm with applications to RV segmentation,“ 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp. 4206 – 4209, 2015
- [12] Xiuxia Zhang, Guangming Tan, Mingyu Chen, „A Reliable Distributed Convolutional Neural Network for Biology Image Segmentation,“ 15th IEEE/ACM International Symposium on Cluster, Cloud and Grid Computing, pp. 777 – 780, 2015.
- [13] Abhaya Kumar Sahoo, Gaurav Kumar, Ghungura Mishra, Rachita Misra, „A new approach for parallel region growing algorithm in image segmentation using MATLAB on GPU architecture,“ IEEE International Conference on Computer Graphics, Vision and Information Security (CGVIS), pp. 279 – 283, 2015.
- [14] Wenjuan Feng, Hui Xiang, Yan Zhu, „An Improved Graph-Based Image Segmentation Algorithm and Its GPU Acceleration,“ Workshop on Digital Media and Digital Content Management, pp. 237 – 241, 2011.

- [15] Pawan Kumar Upadhyay, Satish Chandra, Arun Sharma, „A novel approach of adaptive thresholding for image segmentation on GPU,“ Fourth International Conference on Parallel, Distributed and Grid Computing (PDGC), pp. 652 – 655, 2016.
- [16] B. R. Santo, „25 microchips that shook the world,“ IEEE Spectrum, vol. 46, no. 5, pp. 34–43, 2009.
- [17] „Xilinx UltraScale FPGA Offers 50 Million Equivalent ASIC Gates,“ EE Times, Доступно на сајту: https://www.eetimes.com/document.asp?doc_id=1320345 (датум приступа: 28. јануар 2019.)
- [18] Tijana Sustersic, Aleksandar Peulic, „Implementation of Face Recognition algorithm on Field Programmable Gate Array (FPGA),“ Journal of Circuits, Systems and Computers, Online Ready, 2018.
- [19] Peng Liu, Shunbin Li, Qingyuan Ding, „An Energy-Efficient Accelerator Based on Hybrid CPU-FPGA Devices for Password Recovery,“ IEEE Transactions on Computers, vol. 68, no. 2, pp. 170 - 181, 2019.
- [20] Marwa Karray, Mohamed Krid, Amir Gargouri, Dorra Sellami Masmoudi, „FPGA implementation of a modified pulse mode FCM image segmentation algorithms,“ International Image Processing, Applications and Systems Conference, pp. 1-5, 2014.
- [21] S. R. Patil, Nilam M. Gawade, „Implementation of segmentation of blood vessels in retinal images on FPGA,“ International Conference on Information Processing (ICIP), pp. 516-519, 2015.
- [22] Yan Sun, Lauren A. Christopher, „3D image segmentation implementation on FPGA using the EM/MPM algorithm,“ IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, pp. 670-673, 2010.
- [23] N. Sudha, N. Santhiyakumari, Brunolay, „Segmentation of bowel images and its implementation using Virtex FPGA kit,“ IEEE International Conference on Electrical, Computer and Communication Technologies (ICECCT), pp. 1-5, 2015.

- [24] M. C. Smith and G. D. Peterson, „Parallel application performance on shared high performance reconfigurable computing resources,“ *Performance Evaluation*, vol. 60, no. 1–4, pp. 107–125, 2005.
- [25] G. Estrin, „Reconfigurable computer origins: the UCLA fixed-plus-variable (F+V) structure computer,“ *IEEE Annals of the History of Computing*, vol. 24, no. 4, pp. 3–9, 2002.
- [26] Tarek El-Ghazawi, Esam El-Araby, Miaoqing Huang, Kris Gaj, Volodymyr Kindratenko, Duncan Buell, „The promise of high-performance reconfigurable computing,“ *IEEE Computer*, vol. 41, no. 2, pp. 69–76, 2008.
- [27] Dean Tamara, „Network+ Guide to Networks - Fifth Edition,“ Course Technology, Boston, MA 02210, USA, 2010.
- [28] Debashis De, „Basic Electronics,“ Dorling Kindersley, India, 2010.
- [29] Lipták Béla, „Instrument engineers' handbook: Process software and digital networks,“ CRC Press, 2002.
- [30] J. Rose, A. El Gamal, A. Sangiovanni-Vincentelli, „Architecture of field-programmable gate arrays,“ *Proceedings of the IEEE*, vol. 81, no. 7, pp. 1013-1029, 1993.
- [31] P. Chow, Soon Ong Seo, J. Rose, K. Chung, G. Paez-Monzon, I. Rahardja, „The design of an SRAM-based field-programmable gate array. I. Architecture,“ *IEEE Transactions on Very Large Scale Integration (VLSI) Systems*, vol. 7, no. 2, pp. 191-197, 1999.
- [32] Peter Panfilov, Sergey Salibekyan, „Dataflow Computing and its Impact on Automation Applications,“ 24th DAAAM International Symposium on Intelligent Manufacturing and Automation, vol. 69, pp. 1286–1295, 2014.
- [33] Bhattacharya, B; Bhattacharyya, S.S., „Parameterized dataflow modeling for DSP systems,“ *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 49 , no. 10, pp. 2408 – 2421, 2001.

- [34] S. Voigt, M. Baesler, T. Teufel, “Dynamically reconfigurable dataflow architecture for high-performance digital signal processing,” *Journal of Systems Architecture*, vol. 56, no. 11, pp. 561–576, 2010.
- [35] Morris, Abed, K.H., „Mapping a Jacobi Iterative Solver onto a High-Performance Heterogeneous Computer,” *IEEE Transactions on Parallel and Distributed Systems*, vol. 24, no. 1, pp. 85-91, 2013.
- [36] Z. Jovanovic, V. Milutinovic, „FPGA accelerator for floating-point matrix multiplication,” *IET Computers and Digital Techniques*, vol. 6, no. 4, pp. 249–256, 2012.
- [37] S. Weston, J. Spooner, S. Racaniere, and O. Mencer, „Rapid computation of value and risk for derivatives portfolios,” *Concurrency and Computation: Practice and Experience*, vol. 24, no. 8, pp. 880–894, 2012.
- [38] Li W. X., Chaudhary S., Cheung R. C., Matsumoto T., Fujita M., „Fast simulation of Digital Spiking Silicon Neuron model employing reconfigurable dataflow computing,” *International Conference on In Field-Programmable Technology (FPT)*, pp. 478-479, 2013.
- [39] N. S. Voros, A. Rosti, and M. Hübner, „Dynamic System Reconfiguration in Heterogeneous Platforms—The MORPHEUS Approach,” *Springer Publishing Company*, vol. 40, 2009.
- [40] Galava PCI-e DFE Card, Доступно на сајту:
<https://www.maxeler.com/solutions/universities/galava/> (датум приступа: 28. јануар 2019.)
- [41] Voss N., Becker T., Mencer O., Gaydadjiev G., „Rapid Development of Gzip with MaxJ,” *Applied Reconfigurable Computing*, pp. 60-71, 2017.
- [42] L. Gan, H. Fu, O. Mencer, W. Luk, G. Yang, „Chapter Four – Data Flow Computing in Geoscience Applications,” *Advances in Computers*, vol. 104, pp. 125–158, 2017.

- [43] Frederik Grull, Udo Kebschull, „Biomedical image processing and reconstruction with dataflow computing on FPGAs,“ 24th International Conference on Field Programmable Logic and Applications (FPL), pp. 1-2, 2014 .
- [44] Lin Gan, Haohuan Fu, Wayne Luk, Chao Yang, Wei Xue, Xiaomeng Huang, Youhui Zhang, Guangwen Yang, „Solving the Global Atmospheric Equations through Heterogeneous Reconfigurable Platforms,“ ACM Transactions on Reconfigurable Technology and Systems, vol. 8, no. 2, 2015.
- [45] Curry, T.S., Dowdey, J.E., Murray, R.C. Jr., „Christensen's physics of diagnostic radiology. 4th edition,“ Lea and Febiger; Philadelphia, United States, 1990.
- [46] Kealy J.K., Mcallister H., „Diagnostic radiology & ultrasonography of the dog and cat, Edition 5,“ Elsevier, Saunders, 2005.
- [47] Herman, G. T., „Fundamentals of computerized tomography: Image reconstruction from projection, 2nd edition,“ Springer, 2009.
- [48] Wang, Xiao; Sabne, Amit; Kisner, Sherman; Raghunathan, Anand; Bouman, Charles; Midkiff, Samuel, „High performance model based image reconstruction,“ PPOPP '16 Proceedings of the 21st ACM SIGPLAN Symposium on Principles and Practice of Parallel Programming, Barcelona, Spain, 2016.
- [49] P. Jin, C. A. Bouman, K. D. Sauer, „A Method for Simultaneous Image Reconstruction and Beam Hardening Correction,“ IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, pp. 1-5, 2013.
- [50] Boas F.E., Fleischmann D., „Evaluation of Two Iterative Techniques for Reducing Metal Artifacts in Computed Tomography,“ Radiology, vol. 259, no. 3, pp. 894–902, 2011.
- [51] Mouton, A., Megherbi, N., Van Slambrouck, K., Nuyts, J., Breckon, T.P., „An Experimental Survey of Metal Artefact Reduction in Computed Tomography,“ Journal of X-Ray Science and Technology, vol. 21, no. 2, pp. 193–226, 2013.

- [52] D. Jha, H. O. Sørensen, S. Dobberschütz, R. Feidenhans, S. L. S. Stipp, „Adaptive center determination for effective suppression of ring artifacts in tomography images,“ *Applied Physics Letters*, vol. 105, no. 14, 2014.
- [53] Van Nieuwenhove V., De Beenhouwer J., De Carlo F., Mancini L., Marone F., Sijbers J., „Dynamic intensity normalization using eigen flat fields in X-ray imaging,“ *Optics Express*, vol. 23, no. 21, pp. 27975–27989, 2015.
- [54] Sijbers J., Postnov A., „Reduction of ring artefacts in high resolution micro-CT reconstructions,“ *Physics in medicine and biology*, vol. 49, no. 14, pp. 247–253, 2004.
- [55] R. A. Crowther, D. J. DeRosier, A. Klug, „The Reconstruction of a Three-Dimensional Structure from Projections and its Application to Electron Microscopy,“ *Proceedings of the royal society of London, A mathematical and physical sciences*, vol. 317, no. 1530, pp. 319-340, 1970.
- [56] Barkan, O., Weill J., Averbuch A., Dekel S., „Adaptive Compressed Tomography Sensing,“ *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 2013.
- [57] McRobbie D. W., Moore E. A., Graves M. J., Prince M. R. „MRI from Picture to Proton,“ *Cambridge University Press*, 2006.
- [58] José Baruchel, Jean-Yves Buffiere, Peter Cloetensa, Marco Di Michiel, Emilie Ferrie, Wolfgang Ludwig, Eric Maire, Luc Salvo, „Advances in synchrotron radiation microtomography,“ *Scripta Materialia*, vol. 55, no. 1, pp. 41-46, 2006.
- [59] Salome-Pateyron M., Peyrin F., Odet C., Laval-jeantet A. M., Cloetens P., „A synchrotron radiation microtomography system for the analysis of trabecular bone samples,“ *Medical Physics*, vol. 26, no. 10, pp. 2194–2204, 1999.
- [60] Nuzzo S., Peyrin F., Cloetens P., Baruchel J., Boivin G., „Quantification of the degree of mineralization of bone in three dimension using synchrotron radiation microtomography,“ *Medical Physics* vol. 19, no. 11, pp. 2672–2681, 2002.
- [61] Thurner P.J., Wyss ., Voide R., Stauber M., Stampanoni M., „Time-lapsed investigation of three-dimensional failure and damage accumulation in trabecular bone using synchrotron light,“ *Bone*, vol. 39, no. 2, pp. 289–299, 2006.

- [62] Voide R., Schneider P., Stauber M., Wyss P., Stampanoni M., „Time-lapsed assessment of microcrack initiation and propagation in murine cortical bone at submicrometer resolution,“ *Bone* vol. 45, no. 2, pp. 164–173, 2009.
- [63] Barth H., Launey M., Macdowell A., Ager J., Ritchie R., „On the effect of X-ray irradiation on the deformation and fracture behavior of human cortical bone,“ *Bone* vol. 46, no. 6, pp. 1475–1485, 2010.
- [64] Koester K.J., Ager J.W., Ritchie R.O., „The true toughness of human cortical bone measured with realistically short cracks,“ *Nature Mater* vol. 7, no. 8, pp. 672–677, 2008.
- [65] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, „Digital Image Processing,“ Prentice Hall, 3rd edition, 2008.
- [66] I. N. Bankman, T. Nizialek, I. Simon, O. B. Gatewood, I. N. Weinberg, and W. R. Brody, „Segmentation algorithms for detecting microcalcifications in mammograms,“ *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 1, no. 2, pp. 141–149, 1997.
- [67] M. Kallergi, „Computer-aided diagnosis of mammographic microcalcification clusters,“ *Medical Physics*, vol. 31, no. 2, pp. 314–326, 2004.
- [68] H. B. Kekre and S. M. Gharge, „Image segmentation using extended edge operator for mammographic images,“ *International Journal on Computer Science and Engineering*, vol. 2, no. 4, pp. 1086–1091, 2010.
- [69] N. Saidin, H. A. M. Sakim, U. K. Ngah, and I. L. Shuaib, „Computer aided detection of breast density and mass, and visualization of other breast anatomical regions on mammograms using graph cuts,“ *Computational & Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2013, Article ID 205384, 13 pages, 2013.
- [70] H. H. Aghdam, D. Puig, and A. Solanas, „A probabilistic approach for breast boundary extraction in mammograms,“ *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2013, Article ID 408595, 19 pages, 2013.

- [71] A. Oliver, A. Torrent, X. Lladó et al., „Automatic microcalcification and cluster detection for digital and digitised mammograms,“ *Knowledge-Based Systems*, vol. 28, pp. 68–75, 2012.
- [72] W. K. Pratt, „Digital Image Processing: PIKS Inside,“ John Wiley & Sons, 2007.
- [73] Gauch, J.M., „Investigations of image contrast space defined by variations on histogram equalization,“ *CVGIP: Graphical Models and Image Processing*, vol. 54, no. 4, pp. 269-280, 1992.
- [74] Shapiro Linda G., Stockman George C. „Computer Vision,“ Prentice Hall, USA 2002.
- [75] Ridler, T.W., Calvard, S., „Picture thresholding using an iterative selection method,“ *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 8, no. 8, pp. 630-632, 1978.
- [76] Read, W., „Comments on two papers in pattern recognition,“ *IEEE Transactions on System, Man, and Cybernetics*, vol. 12, no. 2, pp. 429-430. 1982
- [77] Sahoo, P., Wilkins, C., Yeager, J., „Threshold selection using Renyi’s entropy,“ *Pattern Recognition* vol. 30, no. 1, pp. 71-84, 1997.
- [78] Kittler, J., Illingworth, J., „Minimum error thresholding,“ *Pattern Recognition*, vol. 19, no. 1, pp. 41-47, 1986.
- [79] Tsai, W.H., „Moment-preserving thresholding: a new approach,“ *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, vol. 29, no. 3, pp. 377-393, 1985.
- [80] Jawahar C.V., Biswas P.K., Ray A.K., „Investigations on fuzzy thresholding based on fuzzy clustering,“ *Pattern Recognition*, vol. 30, no. 10, pp. 1605-1613, 1997.
- [81] Tobias, O.J., Seara, R., „Image segmentation by histogram thresholding using fuzzy sets,“ *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 11, no. 12, pp. 1457-1465, 2002.
- [82] Jain, A.K., „Fundamentals of Digital Image Processing,“ Prentice-Hall, USA, 1989.
- [83] Russ, J.C., „The Image Processing Handbook, third ed,“ CRC Press, Boca Raton, USA, 1999.

- [84] Du C. J., Sun D. W., „Learning techniques used in computer vision for food quality evaluation: a review,“ *Journal of Food Engineering*, vol. 72, no. 1, pp. 39-55. 2006.
- [85] Zheng, C., Sun, D. W., Zheng, L., „Recent applications of image texture for evaluation of food qualities - a review,“ *Trends in Food Science & Technology*, vol. 17, no. 3, pp. 113-128, 2006.
- [86] M. Milosevic, D. Jankovic, A. Peulic, „Comparative analysis of breast cancer detection in mammograms and thermograms,“ *Biomedizinische Technik*, vol. 60, no. 1, pp. 49–56, 2015.
- [87] Ivan L. Milankovic, Nikola V. Mijailovic, Nenad D. Filipovic, Aleksandar S. Peulic, „Acceleration of Image Segmentation Algorithm for (Breast) Mammogram Images Using High-Performance Reconfigurable Dataflow Computers,“ *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, Vol. 2017, No. 7909282, pages 11, 2017.
- [88] M. Radovic, M. Djokovic, A. Peulic, and N. Filipovic, „Application of data mining algorithms for mammogram classification,“ *IEEE International Conference on BioInformatics and BioEngineering*, 2013.
- [89] Föhst, S., Wagner, W., Ackermann, M., Redenbach, C., Schladitz, K., Wirjadi, O., Ysasi, A. B., Mentzer, S. J. And Konerding, M. A., „Three-dimensional image analytical detection of intussusceptive pillars in murine lung,“ *Journal of Microscopy*, vol. 260, no. 3, pp. 326-337, 2015.
- [90] Milankovic Ivan, Peulic Aleksandar, Ysasi Alexandra B., Wagner Willi L., Pabst Andreas M., Ackermann Maximilian, Houdek Jan, Fohst Sonja, Mentzer Steven J., Konerding Moritz A., Filipovic Nenad, Tsuda Akira, „Acceleration of image filtering algorithms for 3D visualization of murine lungs using dataflow engines,“ *International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE)*, 2015.
- [91] I. Kutzner, B. Heinlein, F. Graichen et al., „Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects,“ *Journal of Biomechanics*, vol. 43, no. 11, pp. 2164–2173, 2010.

- [92] G. Li, S. K. van deVelde, J. T. Bingham, „Validation of a noninvasive fluoroscopic imaging technique for the measurement of dynamic knee joint motion,“ *Journal of Biomechanics*, vol. 41, no. 7, pp. 1616–1622, 2008.
- [93] N. H. Yang, P. K. Canavan, H. Nayeb-Hashemi, B. Najafi, and A. Vaziri, „Protocol for constructing subject-specific biomechanical models of knee joint,“ *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 13, no. 5, pp. 589–603, 2010.
- [94] C. Reinschmidt, A. J. van den Bogert, A. Lundberg, B. M. Nigg, N. Murphy, A. Stacoff, A. Stano, „Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. Skeletal markers,“ *Gait and Posture*, vol. 6, no. 2, pp. 98–109, 1997.
- [95] N. Mijailovic, R. Vulovic, I. Milankovic, R. Radakovic, N. Filipovic, A. Peulic, „Assessment of Knee Cartilage Stress Distribution and Deformation Using Motion Capture System and Wearable Sensors for Force Ratio Detection,“ *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2015, Article ID 963746, pages 8, 2015.