

UNIVERSITY
OF TWENTE.

TECHMED
CENTRE



THORAX
CENTRUM
TWENTE



A new simulator for training off-pump coronary bypass surgery

D.S. Moejes, BSc.

DEPARTMENT OF CARDIOTHORACIC SURGERY

Examination committee

PROF. DR. J.G. GRANDJEAN: MEDICAL SUPERVISOR (MEDISCH SPECTRUM TWENTE)
DR. IR. R. HAGMEIJER: TECHNICAL SUPERVISOR (UNIVERSITY OF TWENTE)
DR. IR. W.L. VAN MEURS: TECHNICAL SUPERVISOR (UNIVERSITY OF TWENTE)
DRS. F.R. HALFWERK: DAILY SUPERVISOR (MEDISCH SPECTRUM TWENTE)
DRS. E.M. WALTER: PROCESS SUPERVISOR (UNIVERSITY OF TWENTE)
IR. E.E.G. HEKMAN: EXTERNAL MEMBER (UNIVERSITY OF TWENTE)

Preface

Ruim een jaar geleden heb ik in het Thorax centrum Twente kennis gemaakt met het fenomeen OPCAB en met de simulatie daarvan. Aan de hand van mijn laatste korte masterstage van technische geneeskunde kon ik het onderwerp niet loslaten en heb er mijn afstudeeropdracht van de OPCAB simulatie gemaakt.

Om dit mogelijk te maken en ook tot een goed einde te brengen wil ik graag een aantal mensen bedanken. Allereerst, wil ik Jan Grandjean bedanken voor alle klinische input. Daarnaast wil ik Willem van Meurs bedanken voor zijn soms oneindige geduld en input voor het hele project van vanuit overal in de wereld. Als dagelijks begeleider wil ik Frank Halfwerk bedanken, ook voor het soms wakker schudden met waar ik mee bezig was en zorgen dat mijn klinische pad niet te veel op de achtergrond kwam. Ik wil Rob Hagmeijer bedanken voor de technische discussies en input die ik heb gehad. Als laatste begeleider wil ik Elyse Walters bedanken voor het persoonlijk blijven uitdagen. Het was niet altijd makkelijk maar ik heb zeker veel geleerd en mij persoonlijk verder ontwikkeld.

Naast mijn begeleiders wil ik Annelies en Steffie bedanken, twee andere afstudeerders die ook aan dit onderwerp zitten. Bedankt voor de samenwerking en interessante discussies die we hebben gehad.

Ik wil Joeri natuurlijk bedanken voor de oneindige support die hij heeft geboden. Ook bedankt voor de hulp bij de software implementatie van het model. Daarnaast wil ik graag mijn familie bedanken voor hun support.

Als laatst wil ik natuurlijk ook iedereen bedanken die mij heeft geholpen om mijn studie tot een goed einde te brengen.

Ditte Moejes,
Enschede, januari 2020

Abstract

Background. Coronary artery bypass graft surgery (CABG) is a solution for patients suffering from coronary artery disease, one of the most common causes of death. When performed on a beating heart without cardiopulmonary bypass machine, the procedure is called off-pump CABG (OPCAB). OPCAB is better tolerated by high-risk patients than on-pump CABG but requires over 100 procedures to achieve proficiency. To reduce risks for patients, an OPCAB training program and simulator are designed.

Methods. A published design method consisting of the steps Training Needs Analysis (TNA), Training Program Design (TPD), and Training Media Specification (TMS), is used. In this study, these steps are substantiated by interviews with stakeholders: experienced (>10 years) cardiothoracic surgeons (n=5), cardiothoracic surgeons (in training) with minor experience (<5 years) (n=3), and cardiothoracic surgeons in training without experience in OPCAB surgery (n=3). One of the requirements formulated in the TMS phase concerns a realistic hemodynamic response to manipulation of the heart. In part two of this study, we adapt a published model to simulate the OPCAB situation.

Result 1: Training program and simulator design. The identified crucial tasks for cardiothoracic surgeons performing OPCAB are to preserve hemodynamic stability, ensure total revascularisation, making correct anastomoses, and communication with colleagues. After an in-depth analysis of clinical and educational aspects, four OPCAB training norm scenarios were formulated: Basic anastomosis on a beating heart, triple vessel disease, arrhythmias, and troublesome patient. Main requirements include: a beating heart, the ability to perform anastomoses, hemodynamic feedback, occurrence of arrhythmias, and re-usability. When such a simulator becomes available it is expected to improve training in OPCAB surgery and lower the risks for patients.

Result 2: Hemodynamic model development. Adaptations were made to a published model to make cardiac output and systemic arterial blood pressure respond to tilting of the heart, application of external pressure to it, the Trendelenburg manoeuvre, and changes in total blood volume. The main change to the model involved the incorporation of hydrostatic pressure. Tilting and Trendelenburg responses match published data. The model still needs to be validated for the effects of external pressure on the heart. The fully validated model constitutes a critical component of an OPCAB simulator.

Discussion and conclusion. Systematic approaches applied to the design of a medical training program and simulator and to the development of a hemodynamic model.

The resulting training program, simulator specifications, and hemodynamic model all constitute significant steps in the direction of more efficient and better training in the OPCAB procedure, thereby reducing costs and risks to the patient.

Contents

1	Introduction	1
1.1	Diagnostics	1
1.2	Current treatments	1
1.3	Off-pump Coronary artery bypass graft surgery	2
1.3.1	Surgical revascularisation	2
1.3.2	Hemodynamic changes	3
1.3.3	On-pump vs Off-pump CABG	5
1.4	Existing beating heart simulators	5
1.5	Full-mission simulator	7
1.6	Aim of the study	7
I	The OPCAB simulator	9
2	Design	10
2.1	Interview design	10
2.1.1	TNA	10
2.1.2	TPD	11
2.1.3	TMS	11
2.1.4	Statistical analysis	11
2.2	Interviewee specifications	11
2.2.1	Education	12
3	Training need analysis	14
3.1	Mission analysis	14
3.1.1	Main tasks during OPCAB surgery	14
3.1.2	Main challenges of OPCAB surgery	14
3.1.3	Main risks and mistakes of OPCAB surgery	15
3.2	Task analysis	16
4	Training program design	17
4.1	Specification of training activities	17
4.2	Scenario design	19
4.2.1	Scenario one: Basic anastomosis on a beating heart	19
4.2.2	Scenario two: Triple vessel disease	20

4.2.3	Scenario three: Arrhythmias	21
4.2.4	Scenario four: Troublesome patient	22
5	Training media specification	24
5.1	Desired specifications	24
5.1.1	Desired characteristics of the simulator	24
5.1.2	Feedback	25
5.1.3	Simulation environment	26
5.2	Statistical analysis	27
5.3	Product specifications	29
6	Discussion	33
6.1	Training needs analysis	33
6.2	Training program design	33
6.3	Training media specification	34
6.4	Limitations	34
6.4.1	Interviews	34
6.4.2	Approach	34
6.4.3	Specifications	35
6.5	Future perspective	35
6.6	Conclusion	35
II	Model of the hemodynamics	36
7	Model of hemodynamics during OPCAB surgery	37
7.1	Background	37
7.1.1	Existing cardiovascular models	37
7.2	Requirements	39
7.3	Conceptual model	40
7.4	Mathematical model	40
7.4.1	Intrathoracic pressure	40
7.4.2	Hydrostatic pressure changes	40
7.4.3	Force on the heart	42
7.4.4	Blood volume change	42
7.5	Software implementation	42
7.6	Simulation results	43
7.6.1	Hydrostatic pressure	43
7.6.2	External force to the heart	44
7.6.3	Blood volume change	44
7.7	Discussion	44
7.7.1	Model validation	44
7.7.2	Simulation evaluation	45
7.7.3	Future perspectives	45
	Appendices	52

Appendix A	The interview	52
Appendix B	Citations	58
Appendix C	Translated citations	76
Appendix D	Adapted equations of the model	78
D.1	hydrostatic pressure	78
D.1.1	Tilting heart	78
D.1.2	Trendelenburg	78
D.2	Pressure on the heart	79
Appendix E	Adapted mathematical Model	80
E.1	Mathematical model	80
E.2	Parameters of the new model	83

List of abbreviations

CABG	Coronary Artery Bypass Graft
CAD	Coronary Artery Disease
CAG	Coronary AngioGraphy
CO	Cardiac Output
CPB	CardioPulmonary Bypass machine
CX	Circumflex coronary artery
ECG	Electrocardiogram
IQR	Interquartile range
LAD	Left Anterior Descending coronary artery
LIMA	Left Internal Mammary Artery
LV	Left Ventricle
MAP	Mean Arterial Pressure
ONCAB	On-Pump Coronary Artery Bypass Graft
OPCAB	Off-Pump Coronary Artery Bypass Graft
PCI	Percutaneous Coronary Intervention
RCA	Right Coronary Artery
RIMA	Right Internal Mammary Artery
TE	Training Evaluation
TMS	Training Media Specification
TNA	Training Needs Analysis
TPD	Training Program Design
TTFM	Transit Time Flow Measurement
VF	Ventricle Fibrillation

Chapter 1

Introduction

Coronary artery disease (CAD) is the most common cause of death. CAD caused 9.4 million deaths globally in 2016, and this number has been increasing since [1, 2]. CAD is caused by atherosclerosis in the coronary arteries. A visualisation of this disease can be seen in figure 1.1. Atherosclerotic lesions are asymmetric focal thickenings of the intima in arteries. Plaque building up in the arteries can harden, leading to narrowed coronary arteries. This is called stenosis. When stenosis restricts blood flow through the coronary artery, myocardial infarction could occur. Additionally, plaque can rupture which may cause a thrombus.

With reduced blood flow, CAD could give symptoms of angina pectoris, shortness of breath, flushing, and headache [3]. Risk factors for CAD are, among others: smoking, hypertension, diabetes mellitus and obesity [4].

1.1 Diagnostics

The gold standard for diagnosis of CAD is coronary angiography (CAG) [5, 6]. On the CAG, the coronary arteries are imaged. The anatomy of the coronary arteries are seen in figure 1.2. To show the degree of stenosis and fractional flow reserve in the coronary arteries, CAG makes use of contrast-enhanced X-ray imaging. When the grade of stenosis is determined, optimal treatment can be started.

1.2 Current treatments

Optimal treatment of CAD varies, depending on the degree of stenosis and condition of arteries. Three of the most used treatments are medication, percutaneous coronary intervention (PCI), and coronary artery bypass graft surgery (CABG).

When CAD is not severe, lifetime medication is prescribed. With stable CAD, this medication is sufficient and not invasive. In a later stadium, patients could still need surgery when CAD aggravates [9].

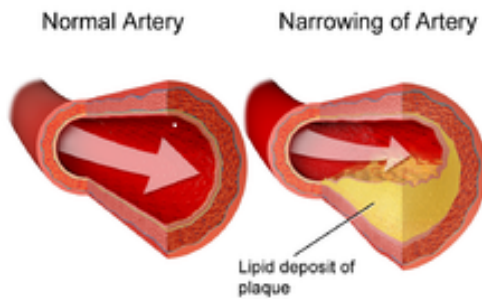


Figure 1.1: *An example of atherosclerosis in the coronary arteries [7].*

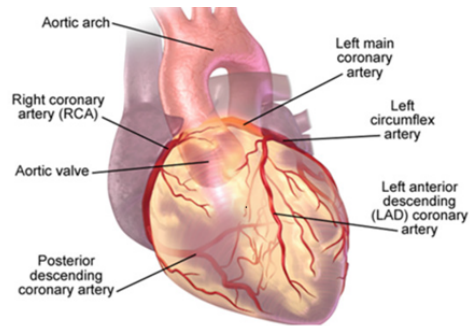


Figure 1.2: *Coronary arteries of the heart schematically showed [8].*

When medication is not sufficient, PCI is an option. PCI is a minimal-invasive intervention to treat stenosis in the coronary arteries by using a balloon catheter to relieve narrowing. PCI is done when the patient is not fit enough for surgery or with non-severe single-vessel CAD. For other patients, surgery is preferred because of a better long-term outcome [10].

CABG uses an artery or saphenous vein to bypass the occluded coronary artery for restoration of oxygen supply in the myocardium. The CABG procedure is usually done by using a cardiopulmonary bypass machine (CPB) called on-pump CABG (ONCAB). However, the CABG procedure can also be executed on a beating heart, without a CPB, called Off-pump CABG (OPCAB).

1.3 Off-pump Coronary artery bypass graft surgery

Most surgeons perform a CABG procedure with CPB, but several surgeons use OPCAB surgery as standard procedure. Surgery time is reduced and outcomes are better, especially in high-risk patients [11]. Full OPCAB surgery takes between three and four hours [12].

1.3.1 Surgical revascularisation

Before surgery, graft material is selected. Most often the Left Internal Mammary Artery (LIMA) or Right Internal Mammary Artery (RIMA) is used in combination with the radial artery or saphenous vein.

When the patient is under anaesthesia, selected graft material is harvested. For medial sternotomy an incision in the skin is made. Subsequently, the sternum is opened with a reciprocal saw and spread with a mammary spreader. When a clear view of the pericardium is obtained, usually the LIMA is isolated for graft material. Then, a T-incision on the anterior pericardium is performed.

From here on, the OPCAB procedure differs from ONCAB. To graft the left anterior descending coronary artery (LAD), no displacement of the heart is required. However, to reach the circumflex coronary artery (CX) or posterior descending coronary artery, the heart has to be manipulated. To reach these places, the heart must be tilted upwards [13]. Displacement can cause hypotension and therefore needs careful

manipulation. The heart is displaced by hand movement from a caudal direction under the heart, performing palmar flexion. This tilts the apex upwards in cranial direction. When necessary, a deep pericardial stitch is placed to stabilise the heart. A soft rubber tube is put over the suture for protection. A gauze under the heart supports the heart for lateral displacement.

Manipulating the heart brings significant differences in hemodynamics of the patient and are watched closely [14]. If the blood pressure drops, several options to restore blood pressure are available. The patient can be placed in Trendelenburg position or can be given a fluid bolus or vasopressor. When the Mean Arterial Pressure (MAP) pressure falls below 60 mmHg, and can not be restored, the heart must be placed back to regain sufficient blood pressure.

With a stable blood pressure, the coronary stabiliser is used to fixate the target area to diminish local movement of the heart. When placing this stabiliser, it is essential to give the heart enough space to beat. An example in this stadium of the procedure is seen in figure 1.3.

Subsequently, the most crucial part of surgery is performed: making the anastomosis between the grafts and the target area. Depending on the patient, the number of anastomoses varies. When anastomoses are performed, leakages, flow, and pulsatility index are tested. With correct revascularisation, one can start to close the patient.

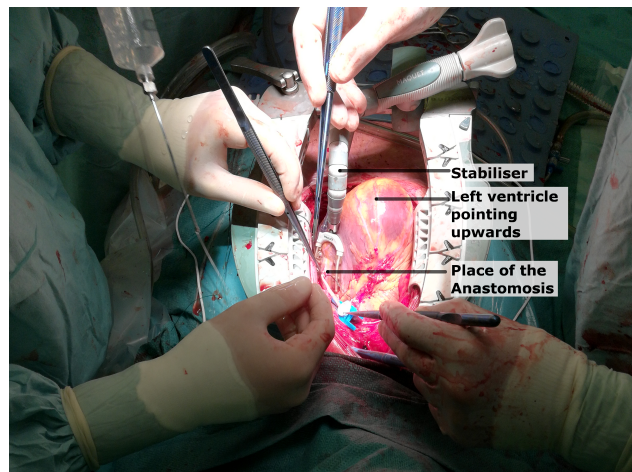


Figure 1.3: *The heart is manipulated to get access to the CX to perform an anastomosis. This area is stabilised to diminish local movement. The photo was made during OPCAB surgery in the Thorax Centrum Twente, MST, Enschede.*

1.3.2 Hemodynamic changes

Unstable hemodynamics are the main factor for conversions to CPB during OPCAB surgery [15]. Hypotension occurs with a MAP below 60 mm Hg, resulting in reduced oxygen supply in the body. Hypotension mainly occurs when exposing the posterior wall of the heart when grafting the CX [16]. The heart will have an anterior displacement with the apex placed above the vena cava. Depending on the surgeon and anatomy

of the patient, this tilt is around 90° [17].

Displacement of the heart results in decreased cardiac output (CO) [18], coronary flow [19], stroke volume [13, 20] and MAP [13]. It increases right ventricular end-diastolic filling pressure [20, 13] and heart rate [21, 22]. According to Ferrari et al., instability in hemodynamics is mainly due to decreased hydrostatic pressure in the ventricles [18, 23]. Ventricles, hindering ventricular filling. Other studies show that tricuspid or mitral valve deformation could occur, leading to regurgitation [13, 18, 24].

Furthermore, manual compression of right atrium and ventricle between pericardium and interventricular septum reduces CO. [17, 20, 25, 26]. Placement of the stabiliser compresses the right ventricle even further, depending on the method used [26]. Concluding, displacement of the heart can cause hemodynamic instability due to hydrostatic pressure, valve deformation, and right atrium and ventricle compression. An overview of these interventions and their effects can be seen in figure 1.4.

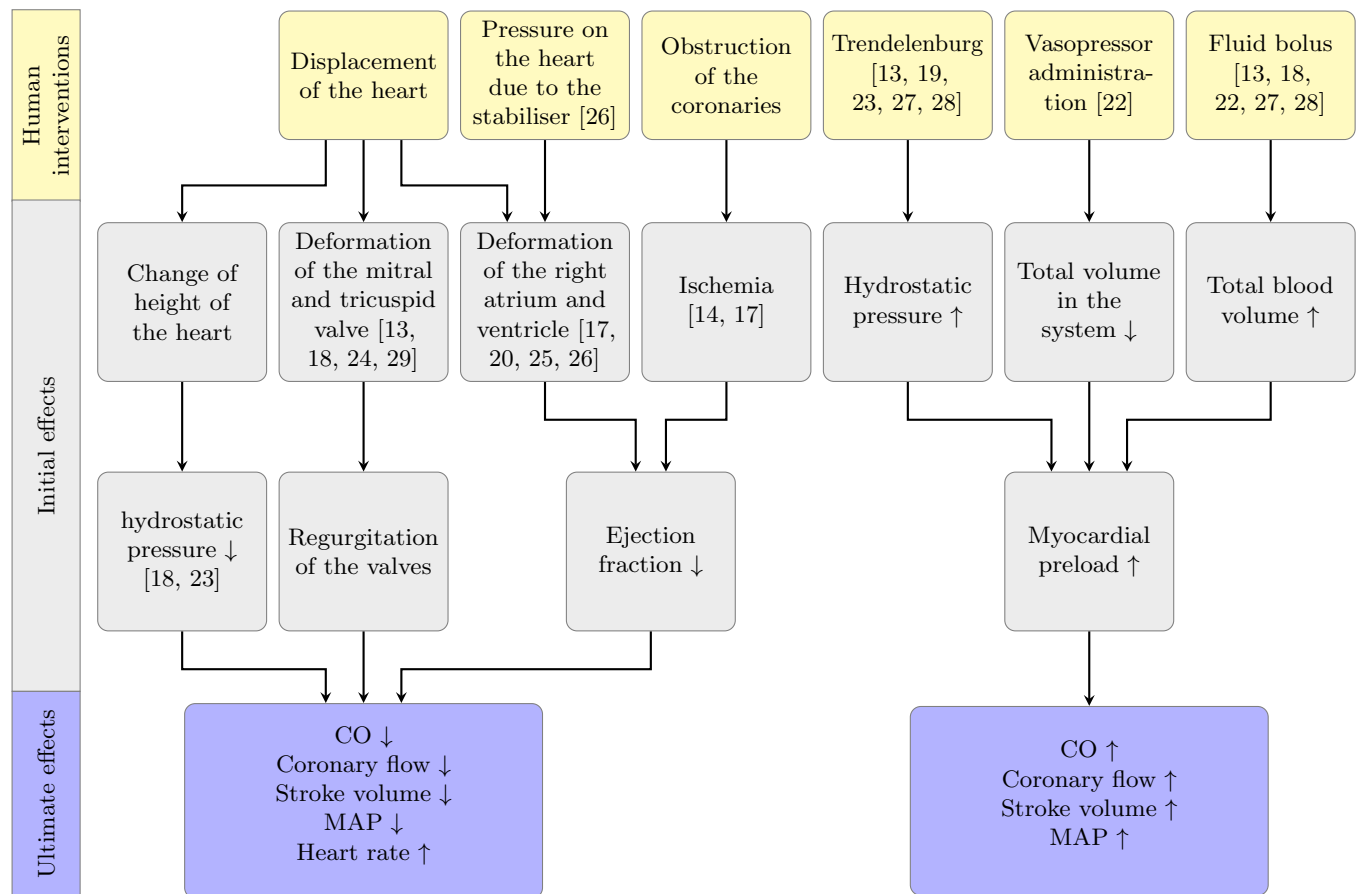


Figure 1.4: The possible interventions during an OPCAB procedure. Followed by primary and ultimate effects of these interventions. The ↑ is increased effect and ↓ means decreased.

Oxygen supply in the coronary arteries could also be decreased. This phenomenon occurs due to obstruction of the coronaries during an anastomosis. Impaired oxygen supply to the coronaries leads to ischemia. This decreases the CO and reduces the amount of oxygen supply in the coronary causing a downwards spiral [14, 17]. To prevent ischemia, a shunt in the coronary artery could be used.

Increasing cardiac output

Several options are available to increase CO. In a Trendelenburg position patients are positioned with their feet elevated above the head. This 20° inclination normalises hemodynamic status. Most parameters return to their initial values due to increased myocardial preload [23, 27, 30]. To further increase myocardial preload, a fluid bolus can be administered [18, 22, 28]. When this is insufficient, vasopressors can be given, increasing the preload [22].

1.3.3 On-pump vs Off-pump CABG

In literature, it is unclear whether OPCAB is superior to ONCAB. On one hand, OPCAB provides a reduction of early postoperative strokes compared to ONCAB [31, 32]. Contrariwise, it is more difficult to graft at the posterior wall during OPCAB. Therefore, incomplete revascularisation occurs more often [33]. Incomplete revascularisation could be a result of the learningcurve of surgeons [34]. According to Bougioukakis et al. [35] a minimum of eighty OPCAB surgeries need to be performed by the surgeon to achieve the same outcome compared to ONCAB. After 290 OPCAB surgeries, better post-operative results were seen compared to on-pump surgery. Surgeons with low or moderate OPCAB experience are subsequently 4.4 and 2.4 times more likely to convert OPCAB to ONCAB during surgery due to unstable hemodynamics [36]. Conversion increases the risk rate of the surgery. When this difficulty in hemodynamics could be practised by use of simulation, patient's risks are reduced.

1.4 Existing beating heart simulators

Surgical simulation creates a safe environment to learn, and decreases the learning curve of surgeons [37]. It was recognized that trainees may finish cardiothoracic surgical training lacking certain critical skills, due to the limited time for training skills on real patients [38]. When simulation is used, the number of surgeries on real patients can be reduced, while the skill level can be maintained or increased.

Table 1.1 lists seven basic features for OPCAB simulation. These features were identified by an expert OPCAB surgeon. Several cardiothoracic simulators, some of them not specifically designed for OPCAB, are then analysed in terms of those features.

Half of the simulators are made of animal tissue. The feeling of tissue is comparable to that of a human heart, which can be hard to imitate with synthetic fabric. However, animal tissue costs lots of preparation time before one can practice and it is not a sustainable option.

On several simulators it is not possible to perform anastomoses on coronary arteries, an essential aspect of OPCAB. Except for two simulators, hemodynamic feedback is not implemented, even though it seems to be an essential part of simulation [49, 50]. In the two simulators in which hemodynamic feedback is

Table 1.1: Existing beating heart simulators with basic features.

Current simulators	Heart shaped	Designed for OPCAB	Synthetic materials	Beating heart	Possibility to graft coronary arteries	Cardiac manipulation	Hemodynamic feedback
Izzat (1998) [39]	-	+	+	-	+	-	-
Reuthebuch (2002) [40]	+	+	+	+	+	+	-
Donias (2003) [41]	+	+	-	+	+	-	-
Cardiac surgery simulator (2004) [42]	+	+	-	+	+	+	-
Beat-S1 OPCAB simulator (2012) [43]	-	+	+	-	+	-	-
CABG Beating Heart (2004) [44]	+	+	+	+	+	+	-
Bouma (2014) [45]	+	+	-	+	+	+	-
Granegger (2016) [46]	+	-	-	+	-	+	-
McHale (2017) [47]	+	-	-	+	?	?	-
Ribeiro (2017)[48]	+	+	-	+	+	+	-
Cardiac biosimulator platform (2017) [49]	+	-	-	+	-	-	+
Replicator Pro (2018) [50]	+	-	+	+	-	-	+
De Vries (2018) [51]	+	+	+	+	+	+	-

OPCAB = Off-pump coronary artery bypass, + means that the feature is present in the simulator, - means that the simulator does not has the feature, ? means that the desired information is not found.

implemented, manipulation of the heart is not possible because of secured ventricles. These two beating heart simulators therefore not suitable for this procedure.

Although a few analysed simulators get close, none of them meets all the listed basic features. Before redesigning an OPCAB simulator, we first expand the research into desired characteristics.

1.5 Full-mission simulator

Farmer et al. defined a full-mission simulator as a top-level training device [52]. The method of Farmer et al. was applied in acute care medicine by Van Meurs [53]. This strategy contains four major steps to develop a real-time simulator. These domains are Training Needs Analysis (TNA), Training Program Design (TPD), Training Media Specification (TMS), and Training Evaluation (TE), shown in figure 1.2.

TNA analyses the needs of training. This is structured into a mission analysis, task analysis, trainee analysis and training analysis. TPD consists of listing training activities and scenario design. Appropriate TPD decisions will bring the behaviour of the trainee in simulated environment closer to behaviour in real environment, thereby increasing what is called “functional fidelity”. Whereas TPD targets simulation design, TMS targets simulator design. Previous domains are used for the simulator design. For the simulator design, the interaction of the trainees and the instructor with the simulator is of importance. Therefore the interface for both the instructor as the trainee needs to be clear. Also, models (both with software as hardware) need to be made for the simulation. TE will be used when previous domains are finished. TE demonstrates the adequacy and identifies possible improvements of the simulation.

Table 1.2: Main parts of TNA, TPD, TMS, and TE

TNA	TPD	TMS	TE
Mission analysis	Specification of training activities	Simulator design	Evaluation of the simulator
Task analysis	Scenario design	Hardware models made	Evaluation of simulation
Trainee analysis	Design of instruction	Software models made	Improvements
Training analysis			

Data for this table is made by use of the book of Van Meurs [53].

TNA = Training needs analysis, TPD = Training program design, TMS = Training media specification, TE = Training evaluation

1.6 Aim of the study

The overall goal of this thesis is to reduce the learning curve for OPCAB by using an adapted training simulator. Shortcomings and inconsistencies of existing simulators, as documented in table 1.1, interfere with this educational goal. The aim of this study is to avoid these problems by systematically redesigning OPCAB training simulation and an OPCAB simulator. Special attention will be given to what must be

included, and what can be left out.

Chapter 2 will describe our original adaptation of the design method described by Van Meurs [53]. The subsequent chapters will then address training needs analysis, training program design, and training media specification. Simulator development will be limited to a critical component, namely a mathematical model for hemodynamic changes during manipulation of the heart, described in Chapter 7. Other aspects of development and assessment of a prototype simulator are beyond the scope of this thesis.

Part I

The OPCAB simulator

Chapter 2

Design

2.1 Interview design

The interview design is divided into three domains: Training needs analysis, Training program design, and Training media specification [53]. To acquire expert opinions on OPCAB surgery and OPCAB simulation-based training, qualitative interviews were set up. Cardiothoracic surgeons and cardiothoracic surgeons in training, with varying experience in the OPCAB procedure, were interviewed. These interviewees were seen as experts for the procedure and most important stakeholders for the OPCAB simulator. The interviewees were all working in various hospitals in the Netherlands. Therefore, the interviews were held in Dutch. The interviews were executed between April 25 and August 9 2019 and can be found in Appendix A. All interviewees provided informed consent.

The interviews were transcribed, and a thematic content analysis was performed using Atlas (ATLAS.ti version 8.4), so the interviews were coded by topic. Full coding and citations can be found in Appendix B. Dots replaced the name for anonymisation purposes. When a new theme was noticed in an interview, already coded interviews were iteratively reviewed again for this theme. Interview citations in this thesis were translated into English. Original citations can be found in Appendix C.

The interview included semi-structured questions of different aspects of OPCAB surgery (TNA), possible scenarios (TPD), and aspects of the simulator itself (TMS). After the interviews, the interviewees were divided into three groups according to their experience. Group 0 had no experience as the first surgeon during an OPCAB surgery (n=3). Group 0-5 had 0-5 years of experience (n=3), and group >10 had more than ten years of experience (n=5). First general questions were asked concerning education and general characteristics. Subsequently, questions regarding TNA, TPD and TMS were asked.

2.1.1 TNA

The interview was used to clarify TNA aspects: mission analysis and task analysis. Questions were asked about main tasks of surgeons during OPCAB surgery. Other questions focused on risks, possible mistakes, and challenges. These questions were used to find important and noticeable topics to specify mission analysis. By using the mission analysis, the task analysis was performed.

2.1.2 TPD

Interview questions considering possible scenarios of OPCAB surgery were asked. Most noticeable scenarios and most frequently mentioned scenarios were used to design four norm scenarios. The design method for these scenarios was based on the INACSL Standards (International Nursing Association for Clinical Simulation and Learning) [54]. This method allows for joint consideration of the context of the envisioned simulation-based experience and scenario design. Scenario designs constitute a starting point from which a structured activity can be designed. Furthermore, it contained a framework with possible events matching with the scenario.

2.1.3 TMS

Questions about strengths and weaknesses of existing simulators were asked, with as explicit goal to avoid pitfalls of these simulators. Subsequently, questions concerning expectations about the characteristics of a new simulator were asked. The method of feedback and the simulation environment were also taken into account. In the last part of the interview, interviewees were asked to rate seventeen simulator characteristics between one (not important) and five (very important).

Combining the outcomes of TNA, TPD, and TMS aspects addressed in the interviews simulation and simulator requirements were formulated. The resulting requirements are described in six categories: general product specifications, specifications of the thorax, specifications of the heart, of the coronary arteries, specifications of the hemodynamic feedback, and specifications for scenario implementation.

2.1.4 Statistical analysis

For data from qualitative interview questions, results are only described, and no statistical analysis is carried out. For the last part of the interview concerning the rating of characteristics, the median and interquartile range (IQR) were calculated. This was done by using SPSS (IBM SPSS statistics 25). The group of interviewees was, in contrast to the rest of this thesis, divided into two groups. The two groups are a group with less than five years of experience (n=6) and one group of surgeons with more than ten years of experience in OPCAB surgery (n=5). Group 0 and 0-5 were combined for a more significant amount of contributors per group. Between these two groups, the asked features of the simulator were compared. This was done to define if there were differences in opinion between the two groups.

2.2 Interviewee specifications

Eleven interviews were held with both cardiothoracic surgeons and cardiothoracic surgeons in training between 25-04-2019 and 09-08-2019. For a representative group, the interviewees came from four different hospitals. The interviewees had different experiences in the OPCAB procedure. By amount of experience as first surgeon, the group of interviewees was divided into three groups. A group without any experience as a first surgeon (group 0), A group with 0-5 years of experience (group 0-5), and A group with more than ten years of experience (group >10). The specifications of these groups can be found in table 2.1.

Table 2.1: Characteristics of the three groups of interviewees, classified according to the amount of experience as first surgeon during OPCAB surgery.

Experience as first operator	Career phase		Hospital type		Amount of surgeries per month			% OPCAB vs ONCAB
	Resident	Surgeon	Academic hospital	Top clinical hospital	0	1-5	>5	
No experience (n=3)	3	0	2	1	3	0	0	0%
0-5 years experience (n=3)	2	1	0	3	0	1	2	10% - 100%
>10 years of experience (n=5)	0	5	3	2	0	3	2	90% - 100%

2.2.1 Education

Most interviewees (67%) think that the amount of surgeons performing the OPCAB procedure is decreasing. Mostly because of disappointing results in literature. Five interviewees made observations like: “studies for off-pump did not convince the department.” No substantial differences were seen when optical analysing the data between the three groups concerning this topic. Three surgeons thought the amount of OPCAB surgeries was not decreasing compared to ONCAB.

The method of education for OPCAB surgeries differed minimally between groups. Only within group >10, education varied considerably. 60% of this group learned the procedure themselves, without an experienced supervisor, by “ Watch how to do it and then try at home” and “directly in practice.” The rest of the surgeons learned the OPCAB surgery under the direct supervision of an experienced OPCAB surgeon. First, by doing a partial procedure before performing the full surgery themselves. Three interviewees specifically mentioned a first learning experience in making an anastomosis on the LAD. None of the interviewees mentioned practising on non-patients as first step in education.

Currently, most cardiothoracic surgeons learn OPCAB surgery by practising on real patients under supervision, and are therefore dependent on their supervisors. Two of the interviewees mentioned it is difficult to learn the procedure because there are not enough experienced surgeons. Of the interviewees who performed both ONCABs and OPCAB surgeries, four out of seven surgeons, it was because of the choice of the supervisor. Two of the interviewees also mentioned that doing an OPCAB internship at hospitals where they could perform more OPCAB surgeries would improve the training. The other three interviewees occasionally performed on-pump surgeries because of difficult cases like an impaired left ventricle (LV) or emergency patients: “When the pump function of the ventricle is bad, one thinks it is not doable, a CPB needs to be used.”

To improve OPCAB education, seven (64%) of the interviewees mentioned a simulator as an option. This is likely biased because the interview was presented in the context of designing OPCAB simulation. Learning “tips and tricks” before performing an OPCAB surgery on real patients was also mentioned as a potential educational method. These tips and tricks could also be learned on a simulator. One person mentioned

that more attention should be paid to hemodynamics. These hemodynamics can be learned partially in an advanced simulator.

Most interviewees who mentioned a simulator also said that it does need to meet realism and scope requirements: “To make a practice setup as realistic as possible, as close to practice as possible. With all the circumstances that one can have with it.” However, it is impossible to replicate a real patient perfectly. The following chapters contain further analysis.

Chapter 3

Training need analysis

3.1 Mission analysis

The main mission for cardiothoracic surgeons during OPCAB surgery is to perform optimal surgery and best results for patients. The full surgery is explained in section 1.3.1. The interviewees were asked what are most important tasks to define essential aspects of OPCAB surgery. TNA related answers can be found in table 3.1.

3.1.1 Main tasks during OPCAB surgery

The main task, according to the interviewees, of the cardiothoracic surgeon during OPCAB surgery is preserving hemodynamic stability. This task was mentioned by 64% of all surgeons. Communication is also mentioned as an essential task for cardiothoracic surgeons. This was mentioned by five (45%) interviewees. Notably, making a correct anastomosis is only mentioned by group 0 and group 0-5 by 67% of the interviewees.

A possible explanation for differences among groups is that experience renders anastomosis a routine. The surgeons in group 0 and group 0-5 did not have this routine yet. Repeated simulation-based training is particularly suited to gather such experience.

One respondent observed: “The surgeon needs to do many things at the same time, not only making the sutures, but also keeping an eye on the hemodynamics, and communicating with colleagues. That is challenging because one uses many more brain-cells than during single-task performance.” This citation is a good representation of what most interviewees think about the mission and tasks of an OPCAB surgeon.

3.1.2 Main challenges of OPCAB surgery

Two main challenges were mentioned by the interviewees. The first one, mentioned by 73%, was manipulating the heart. It was considered a challenge to access the lateral wall of the heart and keep stable hemodynamics. The other explicitly mentioned challenge is making anastomoses on the lateral wall within the small available space.

Table 3.1: Structured task analysis in OPCAB surgery.

Theme	Topic of the answers	Percentage of interviewees with that answer
Main tasks	Maintain stable hemodynamics	64%
	Communication with the team	45%
	Perform correct anastomoses	36%
	Good surgical outcome	18%
	Remaining answers	27%
Main challenges	Manipulation of the heart and preserving hemodynamic stability	73%
	Perform correct anastomoses	64%
Risks of OPCAB surgery	Mistakes in performing anastomoses	36%
	Hypotension acceptance	9%
	Remaining answers	27%
Most frequent mistakes or negative outcomes	Incomplete revascularization	27%
	Imperfect anastomoses	27%
	Wrong conversions	18%
	Remaining answers	27%

3.1.3 Main risks and mistakes of OPCAB surgery

According to group 0 and group 0-5, the main risks of OPCAB surgery were associated with the technical aspects of anastomoses. For example: “That one obstructs the coronary arteries.” Noteworthy is that group >10 did not mention these risks. The risks group >10 mentioned were less specific, such as: “The largest risk is too fragile patients.”

According to group 0 and 0-5, the main mistakes or negative outcomes are incomplete revascularisation and imperfect anastomoses. Group >10 mainly responded with a sub-optimal position of the heart, late conversion, and acceptance of hypotension.

Notably, only one surgeon (9%) mentioned hypotension as the most significant risk of OPCAB. Note that unstable hemodynamics are considered a risk for making conversion necessary according to four out of seven surgeons (none of the surgeons in group 0 answered this). One surgeon mentioned a poorly functioning LV, also causing difficulties with hemodynamic stability when manipulating the heart.

In summary, the most crucial tasks for the cardiothoracic surgeons performing OPCAB are to preserve hemodynamic stability, ensure total revascularisation, making correct anastomoses, especially in small spaces, and communication with colleagues.

3.2 Task analysis

From the analysis during the mission analysis, task analysis can be performed. Most important tasks, according to the interviewees, are: maintaining stable hemodynamics, proper communication, and performing correct anastomoses.

To maintain stable hemodynamics, the surgeon needs to learn several steps. The hemodynamics can be jeopardised when the heart is tilted. Therefore, blood pressure and CO must be monitored at all times. To ensure stable hemodynamics when manipulating the heart, a balance between the manipulation of the heart, and corrective interventions such as the Trendelenburg position, fluids, and vasopressors, must be preserved. To achieve this, proper communication is essential.

Making correct anastomoses has several aspects. First, correct graft material needs to be selected. This graft material needs to be prepared to make the anastomoses. Subsequently, an essential part, the stitching of the vessels needs to be secure and correct. A shunt can be used to prevent ischemia when occluding the coronary artery for a clear, bloodless view. After making the anastomosis itself, it is of importance to test for correct flow. With good flow and no leakage, the anastomosis is successful. For most of these steps, the difficulty increases when performing in hard angles because of small spaces.

Chapter 4

Training program design

4.1 Specification of training activities

From training needs analyses, the mission and main tasks of OPCAB surgeons emerged. Those are captured in norm scenarios for training purposes. Simulation-based training offers more flexibility to gradually increase in difficulty than training on real patients.

In the interviews desired parts for scenarios were asked. Outcomes can be found in table 4.1. Most frequently mentioned (73%) is the occurrence of arrhythmias. Differences in function of the ventricles (54%), ischemia (36%), usage of a shunt (27%), and different sizes of the heart (27%) were also mentioned. A gradual blood pressure drop was mentioned by 80% of the interviewees in group >10, and only once by the rest of the interviewees. The last aspect of possible alterations for scenarios are concerning the coronary arteries. Two interviewees mentioned these as a possible alteration in scenarios.

Table 4.1: *Desired practice scenarios.*

Topic	Percentage of interviewees with that answer
Occurrence of arrhythmias	73%
Differences in function of the ventricles	54%
Blood pressure drop	45%
Ischemia	36%
Use of a shunt	27%
Different sizes of the heart	27%
Start with LIMA-LAD only	18%
Differences in coronary arteries	18%
Remaining answers	18%

A first step to learn OPCAB is learn to make an anastomosis without the difficulty of manipulating the heart. During the start of current training, only the LAD is bypassed. In this scenario, one can learn to

perform an anastomosis on beating heart without the difficulty of manipulating the heart. During this scenario, one can focus on performing an anastomosis on beating heart. Furthermore, the usage of shunts can be learned. It is of importance to implement a shunt when one fully occludes the LAD and ischemia occurs.

A more challenging part of standard OPCAB surgery according to previous analysis, was manipulation of the heart and thereby preserved stable hemodynamics. It is of importance when one can make a proper anastomosis on the LAD on beating heart. Hemodynamic changes should be implemented in the rest of the scenarios since it is one of the most challenging differences compared to ONCAB. To make scenarios more challenging, impaired LV function can be implemented. With an impaired LV function, minimum tilting of the heart already can have significant consequences for the CO. As a surgeon, it is crucial to have skills to tilt the heart and preserve hemodynamic stability, even with impaired LV function. Most patients with impaired LV function have an enlarged heart. An enlarged heart increases the difficulty of the procedure because of the impaired amount of space in the thorax.

Another difficulty that can occur during OPCAB surgery are arrhythmias. Arrhythmias were also mentioned often during the interviews as possible scenarios. One needs to react adequately and know what to do when VF occurs. Also, an atrial-ventricle block can occur when opening the right coronary artery (RCA). Another arrhythmia is the occurrence of extrasystoles, making it more challenging to perform an anastomosis. Different arrhythmias could be implemented in the norm scenarios.

The anatomy of coronary arteries differs for every patient. Also, the state of coronary arteries varies. In some cases, the coronary artery is deep in the muscle, causing a higher difficulty to perform anastomoses. Other anatomy differences can cause a higher level of complexity like small coronary arteries. Diseased arteries, for example, calcified arteries, increase difficulty. Therefore, different modifications of the coronary arteries are interesting to have in norm scenarios. Variation would improve realism and learn natural diversity between patients.

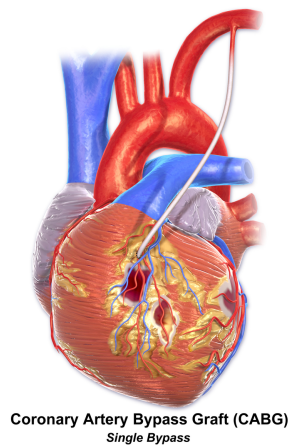


Figure 4.1: *An example for a bypass of the LAD [7].*

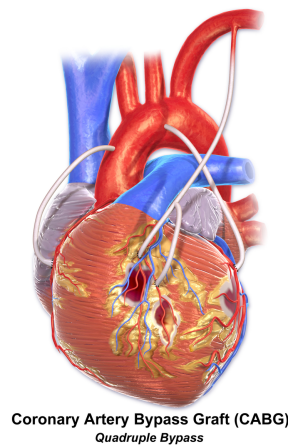


Figure 4.2: *An example of bypasses used for triple vessel disease [7].*

4.2 Scenario design

Four norm scenarios are formulated using INACSL guidelines [54]. The scenarios represent clinically and educational relevant situations of real OPCAB surgeries in increasing levels of difficulty. These scenarios will have to be implemented and executed on an OPCAB simulator. Variants of these scenarios can be implemented by varying severity of conditions and timing of events. We chose not to include the conversion from OPCAB to ONCAB, pump assisted OPCAB, and reoperation in the initial set of norm scenarios because it can easily be anticipated that this would result in a very complex OPCAB simulator.

4.2.1 Scenario one: Basic anastomosis on a beating heart

This starting scenario does not involve any difficulties concerning hemodynamic instability. The LAD needs to be grafted in an otherwise healthy patient. The goal of this scenario is to perform an anastomosis as in figure 4.1.

Difficulty: Easy

Objectives: Place a single anastomosis of the LAD on a beating heart. The stitches of the anastomosis should be even, and will be controlled by an experienced surgeon. The anastomosis should be blood permeable, verified by a TTFM measurement. No ischemia should occur by occluding the LAD for anastomosis placement.

Background: A patient of 63 years suffered from Angina pectoris for three months. The patient has no relevant clinical history. The patient does not suffer from hypertension, has never smoked, has a positive family history, and no diabetes mellitus.

Additional examination: When performing a CAG, occlusion of the LAD was observed, figure 4.3. Echo confirmed good LV function and no valve dysfunction. Anticoagulant medications were stopped before surgery. There were no particularities in the lab values. For this patient, PCI was not an option, therefore, CABG has to be performed.

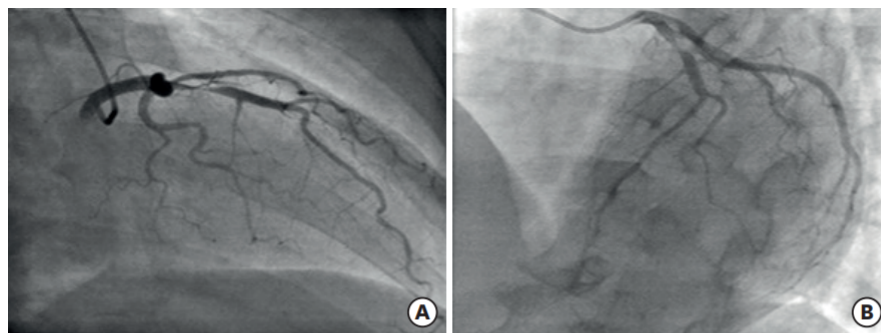


Figure 4.3: *On the CAG it is visible that the proximal LAD is occluded [55].*

Simulation environment: ECG and atrial blood pressure are available on a real or emulated monitor.

Sternotomy is already performed, and the LIMA is harvested for anastomosis. Standard instrumentation to perform an OPCAB procedure is available, including an Acrobat-I retractor.

Events during simulation: During surgery the heart beats regularly. When opening the coronary artery, blood is flowing out until it is occluded. Ischemia occurs when the coronary artery is occluded longer than five minutes [56]. In that case arrhythmias should occur on the ECG. One can use a shunt to prevent this occurrence.

4.2.2 Scenario two: Triple vessel disease

This scenario involves placing several anastomoses on a beating heart, increasing its difficulty. The anastomoses are in less accessible locations. The trainee needs to manipulate the heart to access the lateral wall and hemodynamic instability may occur. The simulated surgery is still in an otherwise healthy patient. The goal is to place anastomoses as in figure 4.2.

Difficulty: Moderate

Objectives: Full revascularization of the heart. The stitches of all anastomoses should be even, as controlled by an experienced surgeon. All anastomoses should be blood permeable, as verified by TTFM measurements. MAP should not be below 60 mmHg for more than two minutes. No myocardial ischemia should occur during surgery.

Background: A 56-year-old male patient suffers from dyspnoea and angina pectoris during light exercise. He suffers from hypertension, never smoked before, and consumes two glasses of alcohol a week. He has no further particularities.

Additional examination: When performing a CAG, partial occlusion of the RCA, CX and LAD was reported as seen in figure 4.4. On echo, good LV and RV function and no valve dysfunction were observed. The heart was not enlarged. Anticoagulant medications were discontinued before surgery. No particularities were seen in the lab values. For this patient, due to triple vessel disease, OPCAB is suggested.

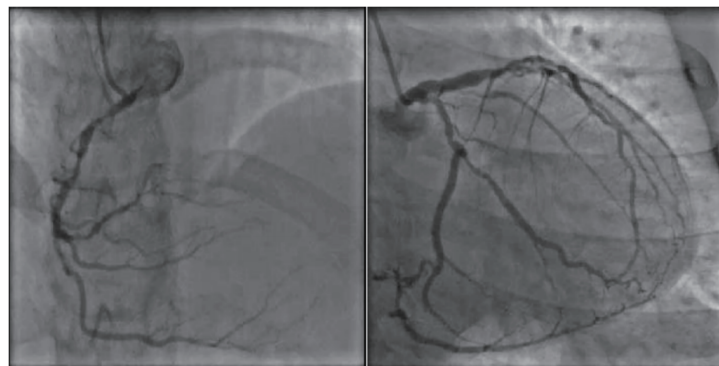


Figure 4.4: CAG reveals three vessel CAD [55]. The RCA, LAD and CX are affected.

Simulation environment: ECG and atrial blood pressure available on a monitor. Sternotomy is already performed and the LIMA is harvested for the anastomosis. To have enough graft material, the radial artery was also already harvested. The standard instrumentation to perform an OPCAB procedure is available, including an Acrobat-I retractor.

Events during simulation: The heart beats regularly. When opening a coronary artery, blood is flowing out until it is occluded. ischemia occurs when the LAD is fully occluded for over five minutes [56]. With ischemia, arrhythmias occur on the ECG. One can use a shunt to prevent ischemia. When tilting the heart CO and MAP decrease. The amount depends on the angle and the pressure applied to the heart. To increase MAP, the patient can be put in Trendelenburg position, vasopressors can be administered, and an extra fluid bolus can be provided.

4.2.3 Scenario three: Arrhythmias

Scenario two is expanded by adding arrhythmias. The trainee has to learn how to manage VF. The level of pressure is increased.

Difficulty: Medium

Objectives: Full revascularization of the heart. An experienced surgeon controls the evenness of the stitches. All anastomoses should be blood permeable, as checked by TTFM measurements. MAP should not be below 60 mmHg for more than two minutes. Corrective actions when ischemia and VF occur. When the heart does not return to sinus rhythm, conversion to ONCAB is necessary.

Background: A 60-year-old female patient suffers from dyspnoea during exercise. She suffers from hypertension and never smoked. In the clinical history, she is familiar with atrium fibrillation.

Additional examination: When performing a CAG, occlusion of the RCA is was observed. The proximal part of the CX was occluded and was comparable to the LAD. The CAG was similar to figure 4.4. The arteries are normal-sized. On echo, good LV and RV function and no valve dysfunction can be observed. The heart was not enlarged. Anticoagulant medications were discontinued before surgery. No particularities were seen in the lab values. For this patient, due to triple vessel disease, CABG is suggested.

Simulation environment: ECG and atrial blood pressure are displayed on a monitor. Sternotomy is already performed, and the LIMA is harvested for the anastomoses. To have enough graft material, the radial artery was also harvested. Standard instrumentation to perform an OPCAB procedure is available, including an Acrobat-I retractor. The conversion itself is not simulated, only the possibility to have a conversion. When the trainee decides to convert, this scenario ends.

Events during simulation: When opening a coronary artery, blood is flowing out until it is occluded. Ischemia occurs when the LAD is occluded longer than five minutes and arrhythmias occur on the ECG [56]. A shunt can be used to prevent ischemia. When tilting the heart CO and MAP decrease. The amount depends on the angle and the pressure applied to the heart. To increase MAP, the patient can be put in Trendelenburg position, vasopressors can be administered, and an extra fluid bolus can be provided. During manipulation of the heart to access the lateral wall, VF occurs.

4.2.4 Scenario four: Troublesome patient

This scenario is a more challenging version of the second norm scenario. The number of anastomoses is comparable, but the state of the patient is different. The patient has a poorly functioning left ventricle, resulting in unstable hemodynamics when the heart is manipulated. Furthermore, the patient uses blood thinners, causing a blurrier view. The heart is enlarged and therefore less space is available to perform an anastomosis. Finally, the patient has small and calcified coronary arteries, making it more challenging to perform the anastomoses.

Difficulty: hard

Objectives: Full revascularization of the heart. The stitches of the anastomoses are even, as confirmed by an experienced surgeon. All anastomoses are blood permeable, as verified by TTFM measurements. MAP should not be below 60 mm Hg for more than two minutes. No myocardial ischemia should occur during surgery.

Background: A 68-year-old male patient suffers from dyspnea and angina pectoris. He suffers from hypertension, has 32 packyears and has diabetes mellitus. He has a porcelain aorta and renal insufficiency. He has peripheral vascular disease and had a PCI of the proximal LAD in 2012. He has a BMI of 32.

Additional examination: When performing a CAG (Figure 4.5), occlusion of the RCA was observed. A stenosis in the middle to distal LAD and diagonal artery was observed. The CX was occluded. He has small vessels. On echo, the LV function appeared impaired. No significant valve dysfunction was observed. The heart was enlarged significantly. The patient used Clopidogrel. For this patient, due to triple vessel disease, OPCAB is suggested. ONCAB is discouraged because of the porcelain aorta.

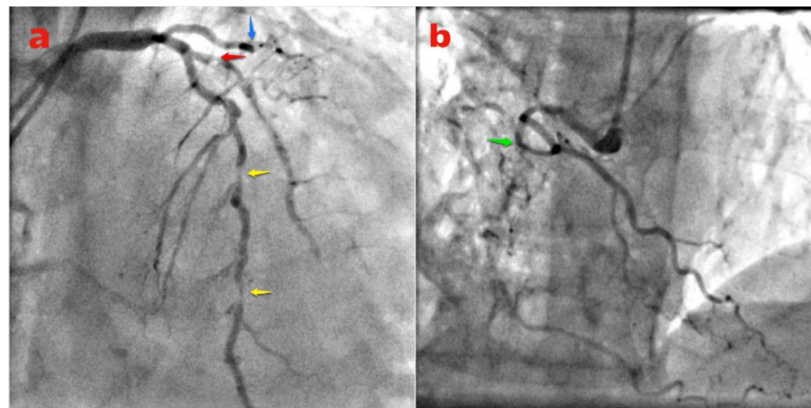


Figure 4.5: *Coronary angiography revealed triple-vessel coronary disease [57]. (a) Stenosis of middle to distal LAD and stenosis of diagonal artery. Total occlusion of the CX. (b) Total occlusion of the RCA.*

Simulation environment: ECG and atrial blood pressure are displayed on a monitor. Sternotomy is already performed, and the LIMA is already harvested for the anastomoses. To have enough graft material, the saphenous vein was also harvested. Standard instrumentation to perform an OPCAB procedure is

available, including an Acrobat-I retractor.

Events during the simulation: When opening a coronary artery, blood is flowing out until it is occluded. Because the patient used an anticoagulant, the bleeding is worse as compared to the other scenarios. Ischemia occurs and arrhythmias may occur when the LAD is occluded for longer than five minutes [56]. A shunt can be used to prevent ischemia. The vessels are difficult to graft because they are small and calcified. When tilting the heart CO and MAP decrease. The amount depends on the angle and the pressure applied to the heart. The patient is susceptible to lifting the heart because of the enlarged heart and impaired LV function. To increase MAP, the patient can be put in Trendelenburg position, vasopressors can be administered, and an extra fluid bolus can be provided.

Chapter 5

Training media specification

5.1 Desired specifications

Five of the interviewees had used one or more simulators before. Advantages of simulator use mentioned most frequently included the ability to practice an activity before proceeding on real patients. The interviewees also mentioned several simulator shortcomings, including the lack of blood flow, laborious simulator operation, no hemodynamic feedback, and unrealistic positioning of the heart. Most of these shortcomings had already been mentioned before as desired features for a new OPCAB simulator. The simulator that was considered too laborious to operate was made of human tissue. Short preparation time before being able to practice is considered an essential aspect. Therefore, the material of the simulator is preferable not from human or animal tissue. This also increases durability and re-usability, the most important characteristic, as seen in figure 5.1.

5.1.1 Desired characteristics of the simulator

The interviewees were asked to list the three most desirable characteristics of a new simulator. Results are listed in table 5.1. Having a beating heart was mentioned by 64% of the interviewees. Correct movement of the heart did not seem to be a high priority, see figure 5.1. Trainees thus consider it crucial to have a beating heart, but the way it beats is not essential.

Arrhythmias were mentioned by 80% of interviewees, when considering training scenarios. Only one person said it explicitly as a desired simulator feature. Also, the use of scenarios was mentioned by 36% of the interviewees. Therefore, TPD is of importance.

Hemodynamic state

64% of the interviewees mentioned the hemodynamic state of the patient. TNA already lists this as a problematic part of the surgery. Because of this difficulty, it seems important to implement hemodynamic feedback in the simulator. The hemodynamics becomes more difficult with patients with LV dysfunction. Therefore it is advised to implement various degrees of LV dysfunction. According to one interviewee: “in some way, one has to build-in blood pressure differences. It is essential. The whole of OPCAB surgery is about his.”

Table 5.1: *Desired simulator characteristics as mentioned by the interviewees.*

Desired characteristics	Percentage of interviewees with that answer
A beating heart	64%
Hemodynamic status	64%
Realistic simulator	36%
Comparable positioning of the heart to reality	36%
Usage of scenarios	36%
Fluid in the coronaries	36%
Shunt usage	27%
Possibility to perform anastomoses	27 %
Different sizes coronaries	27%
Remaining answers	54%

54% of the interviewees also mentioned another characteristic. These characteristics are found in appendix A with the theme "Top 3 eisen simulator".

When tilting the heart, the blood pressure needs to remain stable, and the coronaries need to be accessible to make anastomosis. Difficult angles increase the challenges related to anastomoses. Therefore, it is of importance to have not only a beating heart that can be tilted but also a thorax and pericardium providing realistic boundaries to the surgical field. The size of a real heart may also differ; this could be considered for implementation in a simulator.

Coronary arteries

On an OPCAB simulator, it needs to be possible to perform anastomoses. This was only mentioned by 27% of the interviewees as an essential part, but probably because it was already evident for most interviewees. When making an anastomosis, fluid should be in the coronaries, making it more challenging. This was mentioned by 36% of the interviewees. When explicitly asked, 82% rated this as very important or important.

Flow in the coronary arteries is typically pulsatile. This was not considered very important to implement in a new simulator. Usage of a shunt is an aspect of OPCAB surgery to learn. This was mentioned by 27% of the interviewees, mainly due to expert surgeons. Therefore, it would be nice to have a simulator compatible to implement shunts. When applying blood in a new simulator, a shunt can also be used.

The size of the coronaries may also differ among patients. To implement these differences in coronaries was mentioned by two interviewees. To make the simulation more diverse and realistic, it is desirable to make these coronaries adaptable.

5.1.2 Feedback

A simulator should give feedback depending on the actions performed. There are various options for the way the simulator provides feedback. 82% of the interviewees mentioned having feedback in the form of

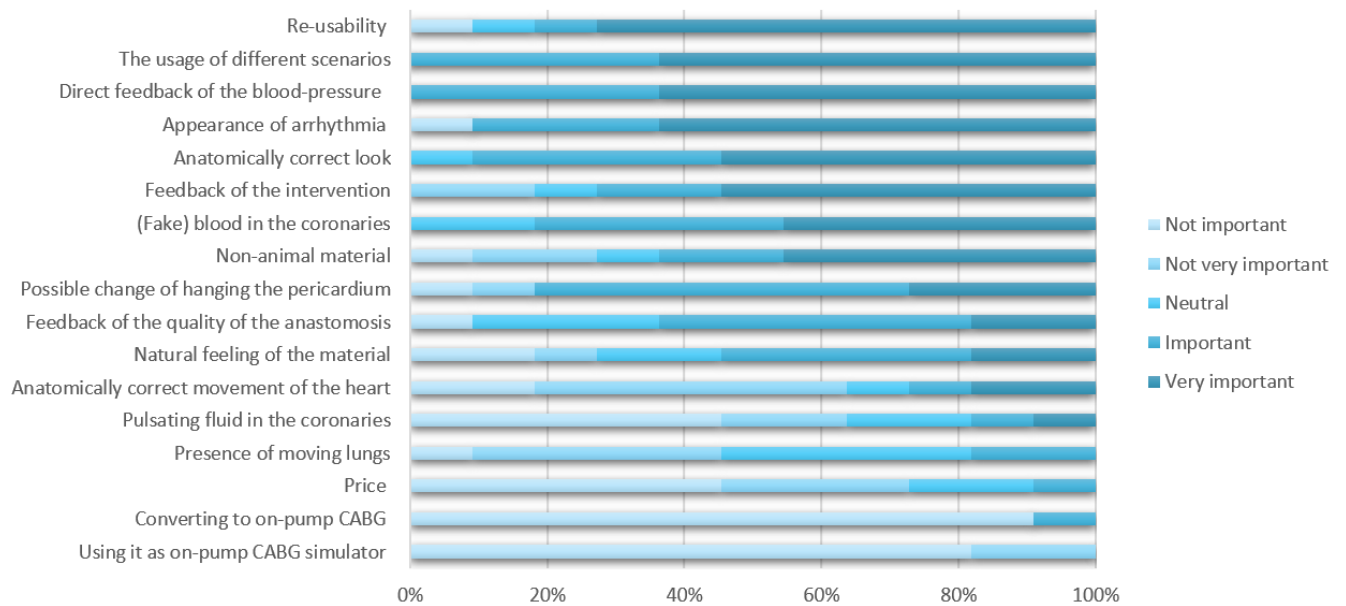


Figure 5.1: Possible characteristics of a new simulator as suggested by interviewees sorted on importance. Rated from 1 (not important) to 5 (very important) by the interviewees (n=11).

blood pressure. 56% of them would like to have the blood pressure as feedback in the form of a monitor, comparable to real surgery. The rest thinks only a number or a sound during hypotension is enough. Results are listed in table 5.2.

Since realism is part of good simulation, usage of a monitor should be preferred. Three interviewees also mentioned heart rate and arrhythmias on a monitor. This can also be implemented by including the electrocardiogram (ECG) on the same monitor as the blood pressure.

Feedback on anastomoses

Only one interviewee mentioned anastomoses as part of feedback on at first. “Technical feedback; if the stitches can be improved, if the anastomosis can be better.” When rating the feedback of the anastomosis from one to five, the interviewees considered it as important, figure 5.1. One possible method to verify anastomoses would be to use a flow meter. Therefore, material of the coronaries must be compatible with the flow meter, and there needs to be flow fluid through the coronaries. Another method is to make a video and let it check by an expert, or directly ask an expert. This is less direct feedback but would allow for stitches to be corrected.

5.1.3 Simulation environment

During routine OPCAB surgery, a whole interdisciplinary team is present. In a simulated environment, this may not always be available. Especially when a surgeon in training wants to practice, solo practice with less preparation time should be possible.

Table 5.2: *Desired feedback from the simulator according to the interviewees.*

Desired feedback	Form of feedback	Percentage of interviewees with that answer
Blood pressure	Signal on a monitor	45%
	Numerical value only	18%
	Sound during hypotension only	18%
ECG	Signal on a monitor	18%
	Heart rate	9%
Anastomosis	Technical feedback	9%

45% of the interviewees envisioned practice on an OPCAB simulator with an instructor. Have someone to assist with simulator operation and not learning the procedure wrongly were among the cited reasons. 36% of the interviewees had a preference for unassisted solo practice because otherwise: “One needs to call an external instructor or a colleague.” Therefore, it can be hard to find someone who has time at the moment the surgeon in training wants to practice.

18% of interviewees considered it desirable to make both forms of practice possible. This allows for first training under supervision, and subsequent solo practice. One interviewee suggested instruction movies to first look at the tips and tricks, and subsequently practice themselves. This can be a valuable extra for the simulation when no OPCAB surgeon is available. Also, note that the person assisting may not to be a fully trained surgeon.

Table 5.3: *The desire of the interviewees for using the simulator with or without an instructor.*

With or without instructor	Percentage of interviewees with that answer
An instructor	45%
Alone	36%
Possible to both use the simulator alone as with an instructor	18%

5.2 Statistical analysis

For the statistical analysis the group of interviewees was split in two groups because of the size of the groups. When reviewing differences between the group with >10 years and <5 years experience the median and IQR were calculated. Results can be seen in table 5.4. No large differences in the median can be found between the two groups. Only the price has a small difference. The experienced group thought that it was not important, while the less experienced group were neutral about this. The surgeons themselves are not the most important stakeholders when discussing price. Often the hospital buys a simulator for education. Surgeons may privilege quality over price.

Table 5.4: Simulator specifications rated from 1 (not important) to 5 (very important) by the groups. The median and IQR are calculated for the two groups.

Characteristic	>10 years experience (n=5)		<5 years experience (n=6)	
	Median	IQR	Median	IQR
Re-usability	5	0.5	5	2.5
The use of different scenarios	5	0.5	5	1
Direct feedback via blood pressure	5	0.5	5	1
Appearance of arrhythmias	5	1	5	1.75
Anatomical correct look	4	1	5	1.25
Feedback of the intervention	5	1.5	5	3
(Fake) blood in the coronaries	4	2	5	1
Non-animal material	5	2	4	3.25
Possible change in positioning the pericardium	4	0.5	4	3.25
Feedback on the quality of the anastomosis	5	0.5	4	1
Natural feel of materials	3	2	4	1.75
Anatomically correct movement of the heart	2	1	3	3.25
Pulsating fluid in the coronaries	2	2.5	2	2.5
Presence of moving lungs	3	2.5	3	1
Price	1	1	3	2.25
Possible conversion to ONCAB	1	0	1	0.75
Usable as an ONCAB simulator	1	0.5	1	0.25

When reviewing the IQR, experienced surgeons had more homogeneous opinions compared to the less experienced group. Especially concerning the characteristics: non-animal material, Possible change in positioning the pericardium, feedback on the intervention, and anatomically correct movement of the heart. These characteristics had large spreading in the less experienced group. Meaning, opinions differed within this group. Although, the median was comparable with the median of the expert group.

5.3 Product specifications

By use of the TNA, TPD, and TMS product specifications can be formulated. Most specifications are related to the tasks, norm scenarios and desired characteristics. Some are fundamental characteristics; for example, the simulator needs to reach certain safety. The product specifications are divided into six subsections for a good overview. For an indication of importance, the specifications are divided in required or nice to have.

Table 5.5: *General product specifications*

Topic	Explanation	requires	Importance
Waterproof	The system has to be waterproof when there is fluid in the coronaries. Fluid in the coronary arteries is a desired characteristic	An IPX7 standard	Required
Durable	Because of sustainability, price and marked as desired, at least the core of the simulator has to be durable. A sleeve around the heart can be disposable.	Need to run at least 100 cycles of two hours	Required
Systems compatible	For a full functioning simulator, all parts of the simulator have to be compatible with each other.		Required
Non-animal tissue	The whole simulator has to be synthetic because animal tissue is not durable and laborious before use.	All parts of the simulator of synthetic fabric	Required
Safe	The simulation needs to be safe to use.	A CE mark	Required
Trendelenburg	For the hemodynamics, it is of importance to be able to move the simulator in Trendelenburg. This for the hemodynamic changes but also for adaptation in accessibility of the thorax by the user.	Possibility for tilting the whole thorax between 0°-40°	Required
Set up	The simulation needs to be set up quickly. A maximum of ten minutes is recommended.	Set up in ten minutes	Required

Table 5.6: *Product specifications of the thorax*

Topic	Explanation	requires	Importance
Realistic thorax	For the realism of the surgery, a realistic synthetic human thorax is important with realistic sizes.	Synthetic thorax of realistic measures	Required

Sternotomy opening	For realistic delimitation of the surgery field.	Sternotomy opening of around: 180 x 100mm	Required
Pericardium	The thorax needs a pericardium for space delimitation. This was a difficulty in the mission analysis. The pericardium needs to be customizable during simulation.	Repositionable synthetic pericardium	Required
Deep pericardial stitch	It needs to be possible to perform a deep pericardial stitch what is used to tilt the heart.	Compatible to make a deep pericardial stitch	Required
Compatible with stabiliser	It must be compatible with the Acrobat-I retractor.	Acrobat-I retractor mountable	Required

Table 5.7: *Product specifications of the heart*

Topic	Explanation	requires	Importance
Anatomical correct look	It is important to have realistic look of the heart.	Looks similar to a real heart	Required
Size	Have a realistic size of the heart.	Length: 12 cm, Width: 8.5 cm, Thickness: 6 cm	Required
Different sizes	Because patients differ, also the size of the heart differs.	Variation in size of the heart	Nice to have
Manipulation	Possibility to manipulate realistic. Therefore, the heart needs to be secured at the place of the Vena cava superior and inferior, Pulmonary artery, pulmonary vein and Aorta. Mainly the Vena cava is important. The rest of the heart needs to be free into the thorax.	Heart secured to the anatomical places.	Required
Realistic feel	It is nice to have a realistic feel and interaction with the material.	Material of the hearts reacts similar	Nice to have
Beating	Because it is beating heart surgery, the simulated heart has to beat.	Contraction and relaxation of the heart	Required
Arrhythmias	In the scenarios arrhythmias such as VF occur. Therefore, this also must be simulated in the simulation heart.	Uncontrolled contraction of the heart, similar to Arrhythmias	Required
Compatible with vacuum stabiliser	The heart must be compatible with a vacuum stabiliser to use this tool during a simulation. The material of the heart needs to be compatible with the vacuum stabiliser.	Material of the heart compatible with a vacuum stabiliser	Required

Table 5.8: *Product specifications of the coronary arteries*

Topic	Explanation	requires	Importance
Realistic anatomy	It Is important to have the coronary arteries on the anatomically correct place.	Coronary arteries on the correct places	Required
Replaceable	The coronary arteries need to be replaceable because they will be damaged during training.	Replaceable synthetic coronary arteries with a diameter of 4mm [58]	Required
Different sizes	It is nice to have different sizes of the coronary arteries to increase or decrease the difficulty.	Coronary arteries with a diameter between 1mm and 5mm [58]	Nice to have
Blood-system	There must be so sort of blood-system in the vessels with flow.	Fake blood with a flow in the coronary arteries	Required
Feedback Anastomosis	It is nice to have feedback by using TTFM (transit time flow measurement) to check if the flow in the anastomosis is correct. Therefore the coronary arteries need to be compatible with the flow probes.	Compatible with flow probes	Nice to have
Graft material	The simulator must provide graft material to make anastomoses.	Fake arteries for anastomoses	Required
Calcified coronary arteries	It is possible the coronary arteries are calcified, and this makes the surgery more difficult.	Hard pieces in the coronary arteries	Nice to have

Table 5.9: *Product specifications of the hemodynamic feedback*

Topic	Explanation	requires	Importance
Method to detect Pressure	The manipulation of the heart need to be detected. Pressure on the heart is desired to know.	Pressure sensors	Required
Method to detect tilt	The orientation is of importance to implement the hydrostatic pressure for the Trendelenburg manoeuvre and tilting the heart.	Orientation sensors	Required
Hemodynamic feedback	To have hemodynamic feedback, a mathematical model need to be made of the cardiac circulation in combination with manipulation possibilities.	Mathematical model cardiac circulation	Required
Software implementation	The mathematical model needs to be implemented by using software.	Software design	Required

Table 5.10: *Product specifications for scenario implementation*

Topic	Explanation	requires	Importance
Monitor	A monitor/laptop is important to set the desired scenario.	A computer to set settings	Required
Implemented scenario software	A software is desired to implement the scenarios with the simulation. This needs to be intergratable with the software of the simulator.	Intergratable software system for different settings for scenarios	Required

Chapter 6

Discussion

The aim of this study was to redesign an OPCAB simulator. We took the perspective that this can only be achieved by first designing OPCAB simulation. We used a systematic method using training needs analysis, training program design, and training media specification, formulated by Farmer et al. and adapted to medical simulation by Van Meurs [52, 53]. New in this study are the implementation of interviews informing all steps in this process, and the application to OPCAB surgery.

6.1 Training needs analysis

The main tasks for OPCAB, according to interviewees, are: Maintain stable hemodynamics, communication with the team, and perform correct anastomoses. Implicit in these tasks are the main challenges and risks. The literature confirms these outcomes of the interviews, and allows for further analysis of sub-tasks, and thereby potentially deepening and expanding program and simulator design.

Stanbridge et al. mainly based improvement of the surgeon during training on the quality of anastomoses [59]. The same authors mentioned hemodynamic feedback as missing from their simulation. Fann et al. carefully described the sub-tasks of performing anastomoses: graft orientation, appropriate spacing, needle angles, and knot tying [60]. Communication is a part of training for cardiothoracic surgeons in the Netherlands [61].

6.2 Training program design

The combination of the design method of this thesis with scenario design using INACSL standards is, to our knowledge, original [54]. The scenarios are increasing in difficulty, allowing for training of surgeons with different levels of experience. Interviewees suggest the incorporation of the following conditions in simulation scenarios: occurrence of arrhythmias, differences in function of the ventricle, blood pressure drop and ischemia. Arrhythmias increase simulation realism and increase the difficulty of performing anastomoses. Differences in function of the ventricle and blood pressure drops are of importance when learn hemodynamic management. In current training of cardiothoracic surgeons, OPCAB is not required, but CABG is. Dealing with stressful situations can be practised in the latter two scenarios (without risks to real patients and in a well-structured and non-threatening pedagogical environment) [61]. The specific norm scenarios give a clear target for simulator capabilities.

6.3 Training media specification

Important main requirements are a beating heart, hemodynamics, re-usability, performing anastomoses, using different scenarios, and occurrence of arrhythmias. The main requirements partly overlap with the desired basic features, composed in table 1.1. When again reviewing the obtained main requirements, none of the current simulators meets these conditions [40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 39, 49, 50, 48, 51]. This confirms the hypothesis that current OPCAB simulators are not sufficient. This could imply currently made simulators are not sufficient for realistic OPCAB simulation what could also be a reason they are not used widely for education. This emphasises the importance of extensive research before building a simulator.

Noteworthy is that the interviewees mentioned, realistic movement of the heart is not of importance although a realistic OPCAB simulator with arrhythmias needs to be developed. De Vries also focused on the realistic movement of the heart [51]. Realistic movement is not of importance because a stabiliser is used minimising the movement of the particular part of the heart. On the other hand, arrhythmias provide arrhythmic movement, also noticeable when minimising the movement. To not use a realistic anatomic movement of the heart makes a simulator less complex. Time and money for implementation could be used for other parts of the simulation what are more essential to introduce in the simulator.

6.4 Limitations

6.4.1 Interviews

Qualitative interviews are subjective, because based on opinions. To partially compensate for that, interviews were held with eleven surgeons. This may already represent an improvement over current simulators, which are frequently designed based on the opinions of a small group experts [39, 51]. For example, if an expert group does not mention performing anastomoses as a main task, that would result in underexposure. The less experienced surgeons considered training in performing anastomoses important. By including different levels of experience, different points of view are thus exposed. Therefore, interviews with different stakeholders add value to the design process.

All interviewees had some experience with OPCAB, potentially making them prejudiced; when putting effort into learning the procedure, one also sees the advantages of OPCAB. However, these stakeholders are also the population who will use an OPCAB simulator. Several ideas formulated by interviewees are not yet implemented in existing simulators; another proof of the added values of structured interviews in the design method. Outcomes of the interviews may also be biased by the (level of knowledge of the) interviewer and analysis method. Such secondary influences could be investigated further.

6.4.2 Approach

To design OPCAB simulation and an OPCAB simulator systematically, TNA, TPD, and TMS were used [53]. This is an elaborate and time-consuming approach to product design as compare too other methods [62]. However, for a complex problem such as simulation and simulator design, extensive up-front research may save a lot of time and money when building a simulator and implementing a training course. It will also prevent major gaps in training capabilities. Cost analyses could be applied and added to the design procedure [62].

6.4.3 Specifications

An OPCAB simulator prototype, based on the presented design, still needs to be constructed. Meeting all requirements may be challenging. Because of fluid in the coronary arteries, the whole simulator needs to be waterproof and electrically safe. Pressure sensors are needed to detect forces applied to the heart so that accurate hemodynamic feedback can be given. Equipment should not interfere with a natural feel of the heart. The surgeon needs to be able to cut into the surface of the heart, and electromechanical parts will have to be protected. A replaceable sleeve with arteries may be of interest in this context, will save costs, and could reflect interpatient differences in anatomy.

After the construction of a prototype it should be assessed to see if it meets the engineering specifications and if norm scenarios can effectively be trained on it. The approach we presented here has internal consistency, but will only get operational confirmation from educational impact studies. Therefore, construction of a prototype and design and implementation of an educational impact study seem important next steps.

6.5 Future perspective

Future research and development should focus on the construction of a prototype OPCAB simulator, using requirements specified in the present study. Educational impact can then be assessed [53]. Iterative improvements of the simulation and the simulator may result from these steps. It will also become possible to comment further on the design method. Feedback by simulator users (instructors and trainees) can lead to further product adaptations.

With a properly working simulator meeting clinical, educational, and engineering requirements, further research becomes possible. Does simulation indeed reduce the learning curve for surgeons in training? This is implied, but not always rigorously demonstrated in the literature [39, 59, 60]. Then OPCAB simulation can become part of the surgical curriculum and effects on patient outcome could be tested.

6.6 Conclusion

After an in-depth analysis of clinical and educational aspects, four OPCAB training norm scenarios were formulated: Basic anastomosis on a beating heart, triple vessel disease, arrhythmias, and unstable patient. Matching requirements for a basic OPCAB simulator were formulated using an original, systematic approach. Main requirements include: a beating heart, the ability to perform anastomoses, hemodynamic feedback, occurrence of arrhythmias, and re-usability. When such a simulator becomes available it is expected to improve training in OPCAB surgery and lower the risks for patients.

Part II

Model of the hemodynamics

Chapter 7

Model of hemodynamics during OPCAB surgery

7.1 Background

For patients with coronary artery disease, beating heart surgery can be lifesaving [9, 10]. Surgeons in training need to learn the OPCAB procedure directly on patients. For surgeon as well as patients this can be prejudicial. There are higher risks of complications, and surgeons in training cannot make mistakes and learn from them [33, 37]. In particular, maintaining hemodynamic stability during surgery is hard to train [36]. OPCAB simulators exist but do not include hemodynamics responses [39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 48, 51]. Therefore, a mathematical model of hemodynamics during OPCAB surgery is developed.

Hemodynamic instability mainly occurs when manipulating the heart vertically to access the CX or posterior descending coronary artery. Manipulation results in a decrease in CO and MAP [13, 18]. The mechanism behind this is mainly changed hydrostatic pressure in the ventricles, Ferrari et al [18, 23]. Manual compression of the atria and ventricles may also reduce CO [17, 20, 26]. This compression can be caused by the hand of the surgeon, but also by placement of the stabiliser [26]. CO can also be reduced due to impaired oxygen supply to the heart tissue. This occurs when occluding the coronary artery where a graft needs to be placed. This phenomena causes reduced ejection fraction [14]. To increase CO, patients can be positioned in a Trendelenburg position, which changes the hydrostatic pressure of venous return [27]. To further increase CO a fluid bolus or vasopressors can be administered to increase blood pressures and vascular tone, respectively [22, 28].

7.1.1 Existing cardiovascular models

There are multiple mathematical models of the cardiovascular system [23, 63, 64, 65]. Ferrari et al. propose a numerical lumped model the responses to displacement of the heart, and the Trendelenburg manoeuvre [23]. This model is a modification of an older model by the same authors, Ferrari et al. [65]. These models have merit, but a few critical observations can be made. First, the models are based on pig experiments. Therefore, it needs to be adjusted with human parameters. Also, only the hydrostatic pressure during displacement of the heart and Trendelenburg is represented. According to Ferrari et al., these two quantities

have the largest influences during surgery [23]. For training simulation purposes, this is not sufficient because it is limited to optimal treatment choices [26]. The purpose of our model is allow for making mistakes, observe the consequences of these mistakes, and learn from them. Therefore, more phenomena need to be implemented.

Gerber et al. also implemented hydrostatic pressure in a cardiovascular model [66]. This was also a lumped system. The advantage of this model, as compared to the one presented by Ferrari et al., is that they used human parameters [23]. However, hydrostatic pressure is used to represent gravity changes in space and not for surgery purposes.

Based on earlier work by Beneken, Goodwin et al. presented a relatively simple yet pulsatile and complete Lumped model of the human cardiovascular system [64, 67]. This model is further worked out in the book of Van Meurs, Chapter 8 [53]. Hydrostatic pressure can be added to this model to simulate the influence of surgery.

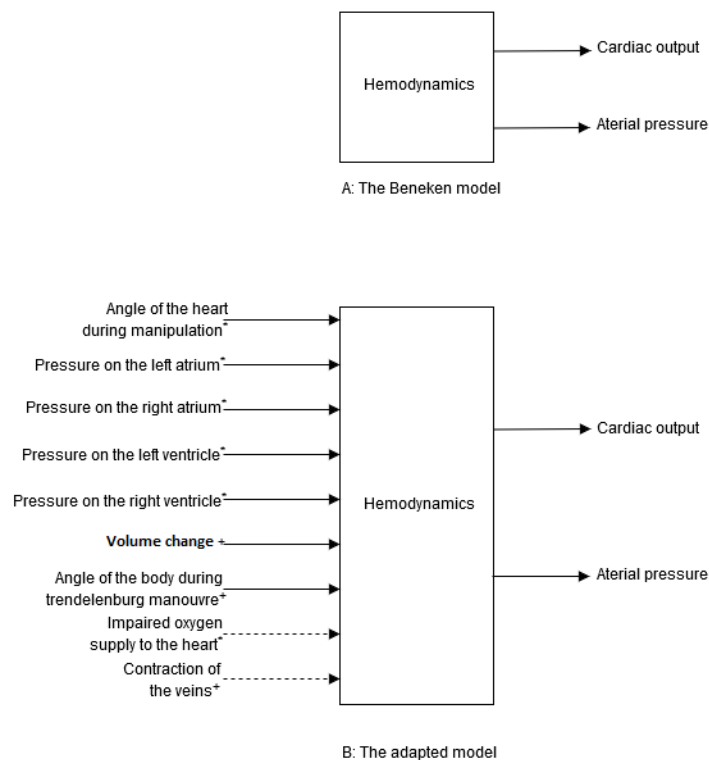


Figure 7.1: Part A: overall block diagram of the Beneken model [67]. Part B, adaptations of the input variables for the present study. Input variables marked * are due to manipulation of the heart. Input variables marked + compensate for reduced cardiac output. Two potential future input variables are marked with dotted arrows.

In remainder of this chapter, we will describe an adaptation of the model by Beneken/Goodwin to OPCAB simulation [64, 67].

7.2 Requirements

Several input variables need to be added to Beneken model, figure 7.1. The angle of the tilted heart results in changes in in the hydrostatic pressure in the ventricles. The angle of the bed results in changes in the hydrostatic pressure in the whole cardiovascular system. External pressure on the heart influences on both CO and MAP. Depending on the force and surface areas, these pressures affect the transmural pressures of that part of the heart. During surgery, total blood volume is no longer a constant, and blood loss and blood transfusion become input variables.

Two factors influencing CO were, for now, not implemented in the model: contraction of the veins and the impaired oxygen supply to the heart via the coronary arteries. Both require additional in-depth study before models can be derived.

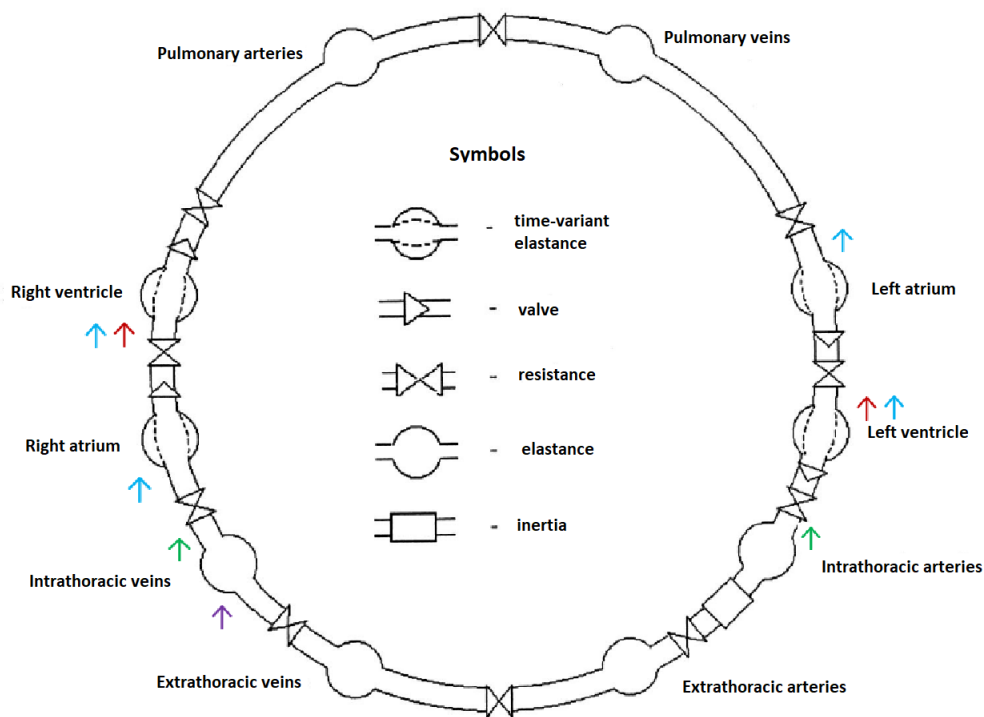


Figure 7.2: *The conceptual model of Goodwin et al. [64]. The arrows indicate adaptations in the model. A red arrow means the hydrostatic pressure change when tilting the heart. The green arrow denotes the hydrostatic pressure change when placing the patient in Trendelenburg. The blue arrow represents different external forces on the heart. The purple arrow represents the blood volume change.*

7.3 Conceptual model

Based on the requirements, a conceptual model needs to be designed. Goodwin et al. used a conceptual model in form of a circular diagram shown in figure 7.2. This model was reused in this study, adding the inputs of figure 7.1.

The angle of the heart during tilting affects the hydrostatic pressure in the ventricles. These hydrostatic pressure changes affect the flow to the ventricles, aorta, and pulmonary artery. The angle of the heart, α is shown in figure 7.3. When positioning the patient in Trendelenburg to increase MAP, this affects the hydrostatic pressure in the atrial and venous system, indicated by green arrows in figure 7.2. This hydrostatic pressure change affects the aorta and right atrium. The angle of the bed, β , is shown in figure 7.3 as well. Forces can be applied to the ventricles as well as the atria. The resulting change in transmural pressure depends on the applied force, and the surface area to which it is applied. The place on the heart where the force is applied determines which chamber is affected. Blood volume change (bleeding or fluid administration) is considered to take place intravenously.

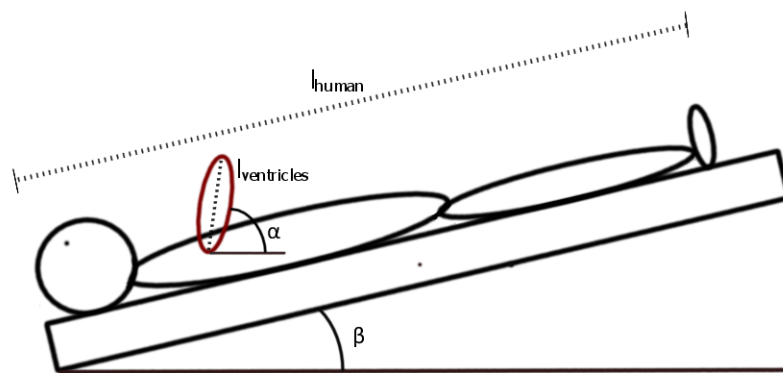


Figure 7.3: Schematically overview positioning of the patient. The $l_{\text{ventricles}}$ is the length of the ventricles, l_{body} is the length of the patient. The α the angle of tilting the heart and β the angle of the bed when positioning the patient in Trendelenburg position.

7.4 Mathematical model

7.4.1 Intrathoracic pressure

First, the intrathoracic pressure P_{it} is adapted. During simulation, the thorax is open and therefore, intrathoracic pressure is equal to ambient pressure.

7.4.2 Hydrostatic pressure changes

For hydrostatic pressure equation 7.1 is used where $P_{\text{hydrostatic}}$ is the hydrostatic pressure (Pa). ρ is the blood density, equal to 1060 kg/m^3 . g is the gravitational acceleration, on earth 9.81 m/s^2 . Δh is the

difference in height in meters. For implementation in the formulas of the model of Goodwin et al. the hydrostatic pressure needs to be converted to mmHg. This formula is used in both tilting the heart and tilt of the body.

$$\Delta p_{hydrostatic}(t) = \rho \cdot g \cdot \Delta h(t) \quad (7.1)$$

Tilting heart

When tilting the heart, the Δh can be calculated by equation 7.2 where α the angle of tilt and $l_{ventricles}$ is the length of the inside of the ventricles. Implementing this equation in the equation of the hydrostatic pressure results in formula 7.3 where the Δp_{hh} is calculated.

$$\Delta h_{heart} = \sin \alpha(t) \cdot l_{ventricles} \quad (7.2)$$

$$\Delta p_{hh} = \rho \cdot g \cdot \sin \alpha(t) \cdot l_{ventricles} \quad (7.3)$$

The differences in hydrostatic pressure in the atria is neglected because of the shape of the atria. The hydrostatic pressure will not be much higher when tilting. Therefore, the hydrostatic pressure is only added in the right and left ventricles when tilting the heart.

In the model of Goodwin, the formula of the flow in, amongst others, the ventricles was calculated confirm equation 7.4 [64]. In this formula R is the inflow resistance (in $mmHg \cdot ml^{-1} \cdot s$), $f(t)$ the inflow rate of the compartment (ml/s), $p_{in}(t)$ and $p(t)$ the pressure in the compartment (in $mmHg$).

$$f(t) = \frac{p_{in}(t) - p(t)}{R} \quad (7.4)$$

In the new model, the Δp_{hh} is added to equation 7.4 resulting in equation 7.5. Depending on the direction of the flow, the hydrostatic pressure is added or subtracted. The full formulas for each compartment can be found in appendix D.1.1.

$$f(t) = \frac{p_{in}(t) - [p(t) + \Delta p_{hh}]}{R} \quad (7.5)$$

Trendelenburg

The human body can be considered one large tube when calculating the hydrostatic pressure. The valves absorb the pressure when closed, dividing the human body into different segments. When all valves would be opened, it is one compartment. For simplification, the valves are considered closed because the tricuspid valve and pulmonary valve are not opened in same time. This also applies to the mitral aortic valves. When this simplification is applied, the hydrostatic pressure effects the arterial and venous sides of the circulation.

The length of the body is the length up to the heart. The heart is approximately at 80% of the body height. For calculation differences in height when applying the Trendelenburg manoeuvre, equation 7.6 is used. Equation 7.6 is implemented in the general equation for hydrostatic pressure resulting in equation 7.7. This equation is applied to both the arterial as the venous part of the system in the general flow equation

7.4 making the new equation 7.8. The complete equations applied to the arterial and venous sides of the circulation can be found in appendix D.1.2.

$$\Delta h_{body} = \sin \beta(t) \cdot [0.8 \cdot l_{human}] \quad (7.6)$$

$$\Delta p_{hb} = \rho \cdot g \cdot \sin \beta(t) \cdot [0.8 \cdot l_{human}] \quad (7.7)$$

$$f(t) = \frac{p_{in}(t) - [p(t) + \Delta p_{hb}]}{R} \quad (7.8)$$

7.4.3 Force on the heart

When applying external force on the heart, this influences the transmural pressure. For this pressure, equation 7.9 is used. With F (in N) the applied force and A the surface area (in m²).

$$\Delta p_{external}(t) = \frac{F(t)}{A(t)} \quad (7.9)$$

Equation 7.9 is applied to the transmural pressures of the left and right atria and ventricles. The general formula for transmural pressure, used in Goodwin et al., is equation 7.10. Adding the pressure, this equation becomes equation 7.11. The specific equations for the atria and ventricles can be found in Appendix D.2.

$$p(t) = e(t)[v(t) - UV] \quad (7.10)$$

$$p(t) = e(t)[v(t) - UV] + \left[\frac{F(t)}{A(t)} \right] \quad (7.11)$$

7.4.4 Blood volume change

During surgery, the amount of blood in the body is not constant. In the model of Goodwin et al., the total blood volume is set to 4740 ml. During surgery, this number becomes dependent on blood loss and fluid administration. This has to be implemented in the total blood volume. Therefore, the volume change ($V_{volumechange}$) is positive with a fluid bolus and negative with blood loss, all in expressed in mL.

$$V_{total} = V_{initial} + V_{volumechange} \quad (7.12)$$

7.5 Software implementation

The adapted mathematical model is implemented in a software application made in MATLAB (version R2018a; Mathworks, Natick, MA, USA). For simulation, the parameters of an adult human of the paper of Goodwin et al. are used [64]. During a simulation, the angle of the heart, the angle of the bed, and fluid

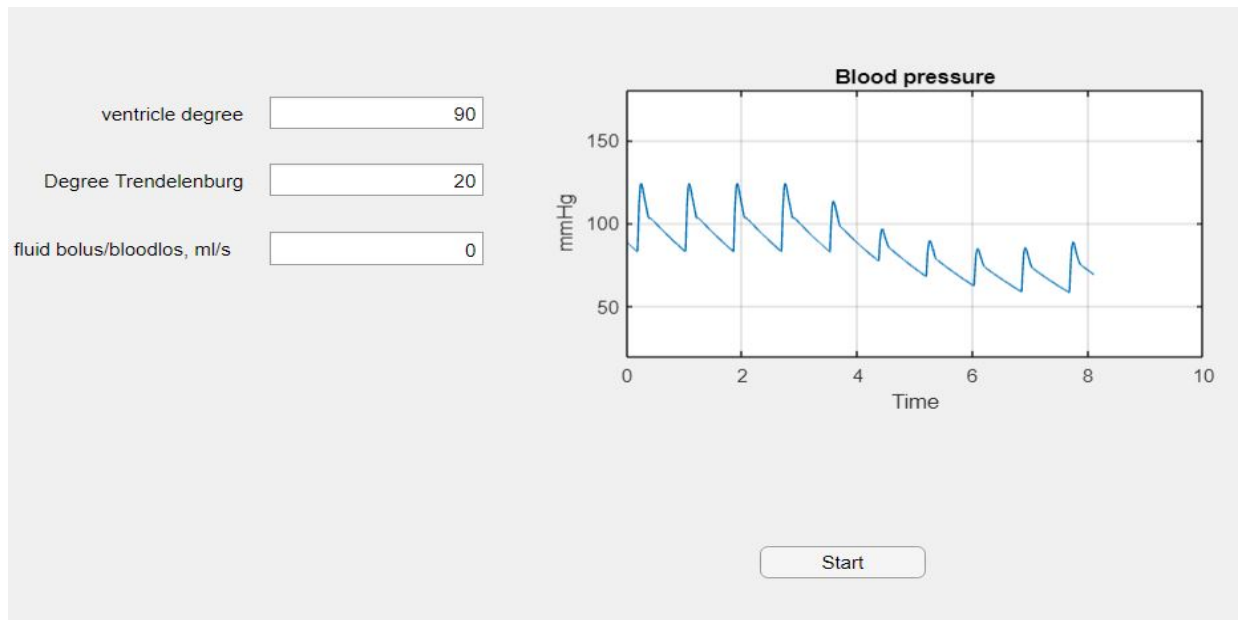


Figure 7.4: *Movie of the changes in blood pressure when changing the angle of the heart, Trendelenburg position and fluid bolus.*

administration can be controlled. The outcome is visualised by an arterial blood pressure curve and cardiac output, figure 7.4.

Four parameters were added to the mathematical model and its software implementation: the length of the inner part of the ventricles, the length of the body, blood density, and gravitational acceleration. The length of the ventricle was set to 0.08 m, and the length of the body was set to 1.71 m [68, 69]. The blood density is 1060 kg/m^3 and gravitational acceleration 9.81 m/s^2 . Additional input variables are: pressure on the left and right atria (N), angle of the heart tilt (deg), angle of the bed tilt (deg), and blood volume change (ml/s).

7.6 Simulation results

7.6.1 Hydrostatic pressure

Simulation results for a tilt of the heart of 0° , 45° , and 90° are shown in table 7.1. The Trendelenburg is set for compensation to a tilt of 20° .

	tilt heart (°)			Trendelenburg with 90° tilt heart (°)
	0	45	90	20
MAP (mmHg)	98	73	66	86
CO (l/min)	5.06	3.72	3.34	4.49

Table 7.1: Simulation results during tilt of the heart and to compensate the Trendelenburg position

7.6.2 External force to the heart

Simulation results for the effect of external forces are shown in table 7.2. The most significant differences in CO and MAP result from pressure to the right ventricle.

External force	None	RA (N)		RV (N)		LA (N)		LV (N)		all atria and ventricles (N)	
	0	3	6	3	6	3	6	3	6	3	6
MAP (mmHg)	98	90	96	89	81	96	96	95	92	78	62
CO (l/min)	5.0	4.6	4.9	4.6	4.1	5.0	4.9	4.9	4.8	3.9	3.2

Table 7.2: Simulation results for 3N and 6N forces applied to different parts of the heart.

7.6.3 Blood volume change

During surgery, blood loss can occur or a fluid bolus can be administered, influencing the total blood volume. In Table 7.3 gives simulation results for different degrees of blood loss and fluid administration from the baseline condition.

	Blood loss (ml)			fluid administration (ml)		
	-100	-500	-1000	100	500	1000
MAP (mmHg)	92	70	42	103	126	153
CO (l/min)	4.8	3.6	2.1	5.4	6.5	8.0

Table 7.3: Simulation results with different degree of blood loss and fluid administration.

7.7 Discussion

This study aimed to implement hemodynamic changes during OPCAB surgery for simulation purposes. The model of Goodwin et al. was adapted to OPCAB simulation purposes [64]. Hydrostatic pressure, volume changes, and pressure on the heart were implemented.

7.7.1 Model validation

MAP decreased when tilting the heart, which is correctly predicted. When tilting the heart by 45° MAP is reduced by 25.5% compared to the initial condition. A 90° tilt results in a 33% reduction. In the study by Lee et al., a reduction of 19% was seen, but in this study, the degree of tilt was not indicated [22]. In the study by Mathison et al., differences of 18.4% were seen when accessing the CX [20]. The exact

degree of tilt was again not mentioned. In the study of Mathison et al. the Trendelenburg manoeuvre was used. When comparing this with the values of current model, the MAP was decreased only 12.2% at 90° tilt of the heart. Also, the change in CO was comparable to the one reported by Mathison et al. [20] The smaller outcomes can be explained that not only the hydrostatic pressure influences the MAP and CO.

Fluid management has a substantial influence on the simulated CO and MAP. This can be explained as follows: not all administered fluid stays in the bloodstream [70]. Therefore, a conversion has to be found to implement fluid administration. Note that this may depend on the type of administered fluid.

Low pressure already had a significant influence on MAP and CO. The surgeon generally does not apply much pressure to the heart because of possible damage to the tissue and hemodynamic instability, so this outcome may be realistic. No data of external pressure applied to the heart was found in the literature. Therefore, the values of the model could not be validated. Clinical research on the effects of external pressure applied by the surgeon on the atria and ventricles could inform the model further. This could be done by using sterilized pressure sensors. The Tractilus pressure sensor may be an option for this clinical research [71].

7.7.2 Simulation evaluation

When running live simulations and adapting the values of the hydrostatic pressure, one sees a direct change in blood pressure. During real surgery, this will take approximately half a minute before changes are visible. It may be necessary to implement a delay in the model.

At the moment, the angle of the heart and degree of Trendelenburg need to be changed manually. When implementing this model with position sensors to calculate the angle, these outputs can become dynamic input variables for the model.

7.7.3 Future perspectives

After validation with real human data of the effects of external pressures and volume changes, the software model could be implemented in an OPCAB simulator. The physical simulator should give inputs for angles of the heart and Trendelenburg position, and pressure sensors around the heart.

The main change to the model involved the incorporation of hydrostatic pressure. Tilting and Trendelenburg responses match published data. The model still needs to be validated for the effects of external pressure on the heart. The fully validated model constitutes a critical component of an OPCAB simulator.

Bibliography

- [1] World Health Organization. Global Health Estimates 2016: Deaths by Cause, Age, Sex, by Country and by Region, 2000-2016. , ; 2018. Technical report, 2018.
- [2] Dominika Duda-Pyszny, Przemysław Trzeciak, and Mariusz Gasior. Coronary artery disease in women, 2018.
- [3] Roberta Montisci, Massimo Ruscazio, Maria Francesca Marchetti, Francesca Tuveri, Cristina Cacace, Michela Congia, Norma Zedda, and Luigi Meloni. Feasibility, symptoms, adverse effects, and complications associated with noninvasive assessment of coronary flow velocity reserve in women with suspected or known coronary artery disease. *Echocardiography*, 34(9):1324–1331, 9 2017.
- [4] Yasushi Matsuzawa and Amir Lerman. Endothelial dysfunction and coronary artery disease. *Coronary Artery Disease*, 25(8):713–724, 12 2014.
- [5] Ashvarya Mangla, Estefania Oliveros, Kim Allan Williams, and Dinesh K. Kalra. Cardiac Imaging in the Diagnosis of Coronary Artery Disease. *Current Problems in Cardiology*, 42(10):316–366, 10 2017.
- [6] Torsten Doenst, Steffen Bargenda, Hristo Kirov, Alexandros Moschovas, Sophie Tkebuchava, Rauf Safarov, Mahmoud Diab, and Gloria Faerber. Cardiac surgery 2018 reviewed. *Clinical Research in Cardiology*, (0123456789), 3 2019.
- [7] Blausen staff. Medical gallery of Blausen Medical 2014. *WikiJournal of Medicine*, 1(2), 2014.
- [8] D Ilic and S Jankovic. The Coronary Artery Anomalies : Studied with MDCTcoronary angiography. *European society of radiology*, pages 1–35, 2018.
- [9] Miguel Sousa-Uva, Franz-Josef Neumann, Anders Ahlsson, Fernando Alfonso, Adrian P. Banning, Umberto Benedetto, ..., and Robert Henderson. 2018 ESC/EACTS Guidelines on myocardial revascularization. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 55(1):4–90, 1 2019.
- [10] Alexander Kulik. Quality of life after coronary artery bypass graft surgery versus percutaneous coronary intervention. *Current Opinion in Cardiology*, 32(6):707–714, 11 2017.
- [11] Mario Gaudino, Gianni D. Angelini, Charalambos Antoniades, Faisal Bakaeen, Umberto Benedetto, Antonio M Calafiore,, and David P. Taggart. Off-Pump Coronary Artery Bypass Grafting: 30 Years of Debate. *Journal of the American Heart Association*, 7(16), 8 2018.
- [12] David P. Taggart, Douglas G. Altman, Alastair M. Gray, Belinda Lees, Fiona Nugara, L.-M. Yu, and Marcus Flather. Effects of on-pump and off-pump surgery in the Arterial Revascularization Trial. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 47(6):1059–1065, 6 2015.

- [13] ThomasM Hemmerling, Gianmarco Romano, Nora Terrasini, and Nicolas Noiseux. Anesthesia for off-pump coronary artery bypass surgery. *Annals of Cardiac Anaesthesia*, 16(1):28, 2013.
- [14] Q Do. Hemodynamic changes during off-pump CABG surgery. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 21(3):385–390, 3 2002.
- [15] Louis-Mathieu Stevens, Nicolas Noiseux, Alvaro Avezum, Dharma Rakshak Ayapati, Xin Chen, Fernando Antonio Lucchese, Horacio Cacheda, Sirish Parvathaneni, Yongning Ou, and André Lamy. Conversion after off-pump coronary artery bypass grafting: the CORONARY trial experience. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 51(3):ezw361, 1 2017.
- [16] Anmin Hu, Yan Qiu, Peng Zhang, Bailong Hu, Yali Yang, Shutao Li, Rui Zhao, Zhongjun Zhang, Yaoxian Zhang, Zihao Zheng, Chen Qiu, Furong Li, and Xiaolei Gong. Comparison of the effect of high versus low mean arterial pressure levels on clinical outcomes and complications in elderly patients during non-cardiothoracic surgery under general anesthesia: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*, 18(1):554, 12 2017.
- [17] Pierre Couture, André Denault, Patrick Limoges, Peter Sheridan, Denis Babin, and Raymond Cartier. Mechanisms of hemodynamic changes during off-pump coronary artery bypass surgery. *Canadian Journal of Anesthesia/Journal canadien d’anesthésie*, 49(8):835–849, 10 2002.
- [18] P.-G. Chassot, P. van der Linden, M. Zaugg, X.M. Mueller, and D.R. Spahn. Off-pump coronary artery bypass surgery: physiology and anaesthetic management †. *British Journal of Anaesthesia*, 92(3):400–413, 3 2004.
- [19] Paul F. Gründeman, Cornelius Borst, Joost A van Herwaarden, Cees W.J. Verlaan, and Erik W.L. Jansen. Vertical Displacement of the Beating Heart by the Octopus Tissue Stabilizer: Influence on Coronary Flow. *The Annals of Thoracic Surgery*, 65(5):1348–1352, 5 1998.
- [20] Megumi Mathison, James R Edgerton, Jeffrey L Horswell, Jodi J Akin, and Michael J Mack. Analysis of hemodynamic changes during beating heart surgical procedures. *The Annals of Thoracic Surgery*, 70(4):1355–1360, 10 2000.
- [21] Marco Guazzi, Anna Maltagliati, Gloria Tamborini, Fabrizio Celeste, Mauro Pepi, Manuela Muratori, Marco Berti, and Maurizio D. Guazzi. How the left and right sides of the heart, as well as pulmonary venous drainage, adapt to an increasing degree of head-up tilting in hypertrophic cardiomyopathy: differences from the normal heart. *Journal of the American College of Cardiology*, 36(1):185–193, 7 2000.
- [22] Jong-Hwan Lee, Yunseok Jeon, Jae-Hyon Bahk, Nam-Su Gil, Ki-Bong Kim, Deok Man Hong, and Hyun Joo Kim. Pulse-Pressure Variation Predicts Fluid Responsiveness During Heart Displacement for Off-Pump Coronary Artery Bypass Surgery. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, 25(6):1056–1062, 12 2011.
- [23] Gianfranco Ferrari, Claudio De Lazzari, Thom L. de Kroon, Jan M. Elstrodt, Gerhard Rakhorst, and Y. John Gu. Numerical Simulation of Hemodynamic Changes During Beating-heart Surgery: Analysis of the Effects of Cardiac Position Alteration in an Animal Model. *Artificial Organs*, 31(1):73–79, 1 2007.

- [24] Shane J. George, Sharif Al-Ruzzeh, and Mohamed Amrani. Mitral annulus distortion during beating heart surgery: A potential cause for hemodynamic disturbance - A three-dimensional echocardiography reconstruction study. *Annals of Thoracic Surgery*, 73(5):1424–1430, 2002.
- [25] Paul F. Gründeman, Cornelius Borst, Cees W.J. Verlaan, Huub Meijburg, Chantal M. Mouës, and Erik W.L. Jansen. Exposure of circumflex branches in the tilted, beating porcine heart: Echocardiographic evidence of right ventricular deformation and the effect of right or left heart bypass. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 118(2):316–323, 8 1999.
- [26] James C. Hart. Maintaining hemodynamic stability and myocardial performance during off-pump coronary bypass surgery. *The Annals of Thoracic Surgery*, 75(2):S740–S744, 2 2003.
- [27] Arno P. Nierich, Jan Diephuis, Erik W.L. Jansen, Cornelius Borst, and Johannes T.A. Knape. Heart displacement during off-pump CABG: how well is it tolerated? *The Annals of Thoracic Surgery*, 70(2):466–472, 8 2000.
- [28] Theodore Velissaris, Max M. Jonas, and Sunil K. Ohri. Hemodynamic Advantages of Right Heart Decompression during Off-Pump Surgery. *Asian Cardiovascular and Thoracic Annals*, 18(1):17–21, 2 2010.
- [29] Yuki Toyama, Hirotugu Kanda, Kotaro Igarashi, Hajime Iwasaki, Megumi Kanao-Kanda, Takafumi Iida, and Takayuki Kunisawa. Morphologic Evaluation of the Mitral Annulus During Displacement of the Heart in Off-Pump Coronary Artery Bypass Surgery. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, 32(1):334–340, 2 2018.
- [30] Paul F. Gründeman, Cornelius Borst, Joost A. van Herwaarden, Hendricus J. Mansvelt Beck, and Erik W.L. Jansen. Hemodynamic changes during displacement of the beating heart by the Utrecht Octopus method. *The Annals of Thoracic Surgery*, 63(6):S88–S92, 6 1997.
- [31] Carlo Bassano, Emanuele Bovio, Floriano Uva, Simona Iacobelli, Nicola Iasevoli, Andrea Farinaccio, and Giovanni Ruvolo. Partially anaortic clampless off-pump coronary artery bypass prevents neurologic injury compared to on-pump coronary surgery: a propensity score-matched study on 286 patients. *Heart and Vessels*, 31(9):1412–1417, 9 2016.
- [32] Kei Nishiyama, Masahito Horiguchi, Satoshi Shizuta, Takahiro Doi, Natsuhiko Ehara, Ryoji Tanuguchi, Yoshizumi Haruna, Yoshihisa Nakagawa, Yutaka Furukawa, Masanori Fukushima, Toru Kita, and Takeshi Kimura. Temporal Pattern of Strokes After On-Pump and Off-Pump Coronary Artery Bypass Graft Surgery. *The Annals of Thoracic Surgery*, 87(6):1839–1844, 6 2009.
- [33] Shahzad G Raja. Off-pump coronary artery bypass grafting: Misperceptions and misconceptions. *World Journal of Methodology*, 4(1):6, 2014.
- [34] Shahzad G Raja, Mubassher Husain, Florentina L Popescu, Dimple Chudasama, Siobhan Daley, and Mohamed Amrani. Does Off-Pump Coronary Artery Bypass Grafting Negatively Impact Long-Term Survival and Freedom from Reintervention? *BioMed Research International*, 2013:1–8, 2013.
- [35] Petros Bougioukakis, Stefan J Kluegl, and Joerg Babin-ebell. Presentation of a Quality Management Program in Off-Pump Coronary Bypass Surgery. 9(4):317–321, 2014.

- [36] James R. Edgerton, Todd M. Dewey, Mitchell J. Magee, Morley A. Herbert, Syma L. Prince, Katherine K. Jones, and Michael J. Mack. Conversion in Off-Pump coronary artery bypass grafting: an analysis of predictors and outcomes. *The Annals of Thoracic Surgery*, 76(4):1138–1143, 10 2003.
- [37] Sayra Cristancho, Fuad Moussa, and Adam Dubrowski. Simulation-augmented training program for off-pump coronary artery bypass surgery: Developing and validating performance assessments. *Surgery*, 151(6):785–795, 6 2012.
- [38] W. Randolph Chitwood, Thomas L. Spray, Richard H. Feins, and Michael J. Mack. Mission Critical: Thoracic Surgery Education Reform. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 136(4):812–813, 10 2008.
- [39] Mohammad Bashar Izzat, M.Hazem El-Zufari, and Anthony P.C Yim. Training model for “beating-heart” coronary artery anastomoses. *The Annals of Thoracic Surgery*, 66(2):580–581, 8 1998.
- [40] O. Reuthebuch, A. Lang, P. Groscurth, M. Lachat, M. Turina, and G. Zünd. Advanced training model for beating heart coronary artery surgery: the Zurich heart-trainer. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 22(2):244–248, 8 2002.
- [41] Harry W. Donias, Ted Schwartz, Daniel G. Tang, Abe DeAnda, Harold A. Tabaie, Douglas W. Boyd, and Hratch L. Karamanoukian. A porcine beating heart model for robotic coronary artery surgery. *The heart surgery forum*, 6(4):249–53, 2003.
- [42] Paul S. Ramphal, Daniel N. Coore, Michael P. Craven, Neil F. Forbes, Somara M. Newman, Adrian A. Coye, Sherard G. Little, and Brian C. Silvera. A high fidelity tissue-based cardiac surgical simulator. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 27(5):910–916, 5 2005.
- [43] Joji Ito, Takeshi Shimamoto, Genichi Sakaguchi, and Tatsuhiko Komiya. Impact of novel off-pump coronary artery bypass simulator on the surgical training. *General Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 61(5):270–273, 5 2013.
- [44] Eric chamerlain. Cardiac surgical trainer and method for making same, 2004.
- [45] Wobbe Bouma, Michiel Kuijpers, Aanke Bijleveld, Gijs E. De Maat, Bart M. Koene, Michiel E. Erasmus, Ehsan Natour, and Massimo A. Mariani. A new beating-heart off-pump coronary artery bypass grafting training model. *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*, 20(1):7–9, 1 2015.
- [46] Marcus Granegger, Philipp Aigner, Erwin Kitzmüller, Martin Stoiber, Francesco Moscato, Ina Michel-Behnke, and Heinrich Schima. A passive beating heart setup for interventional cardiology training. *Current Directions in Biomedical Engineering*, 2(1):735–739, 1 2016.
- [47] Jonathon McHale and Frank Fago. Beating Heart Controller and Simulator, 2017.
- [48] Igo B. Ribeiro, Janet M.C. Ngu, Gurinder Gill, and Fraser D. Rubens. Development of a high fidelity pressurized porcine beating heart simulator for cardiac surgery training. *Perfusion*, 32(7):568–573, 10 2017.
- [49] Alberto M. Leopaldi, Krzysztof Wrobel, Giovanni Speziali, Sjoerd van Tuijl, Agne Drasutiene, and W. Randolph Chitwood. The dynamic cardiac biosimulator: A method for training physicians in beating-heart mitral valve repair procedures. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 155(1):147–155, 1 2018.

- [50] David Jeffrey Carson, Baruch B. Lieber, David Sadasivan, Chandramouli Fiorella, Henry Woo, Michael Romeo, and Gary Bunch. "CARDIAC SIMULATION DEVICE", 2019.
- [51] Clareyne R P De Vries. The OPCABS simulator: design and development report.
- [52] E Farmer, J Van Rooij, J Riemersma, P Jorna, and J Moraal. *Handbook of Simulator-Based Training*. Aldershot: Ashgate, 1999.
- [53] W. Van Meurs. *Modeling and Simulation in Biomedical Engineering: Applications in Cardiorespiratory Physiology*. McGraw-Hill, New York, 2011.
- [54] Committee INACSL Standards. INACSL Standards of Best Practice: SimulationSM Simulation Design. *Clinical Simulation in Nursing*, 12:S5–S12, 12 2016.
- [55] Xiongyi Han, Myung Ho Jeong, Doo Sun Sim, Min Chul Kim, Yongcheol Kim, Ju Han Kim, Young Joon Hong, and Youngkeun Ahn. Successful Treatment of Coronary Spasm with Atherosclerosis Rapidly Progressing to Acute Myocardial Infarction in a Young Woman. *Journal of Lipid and Atherosclerosis*, 7(1):68, 2018.
- [56] Efstratios Apostolakis, Nikolaos G. Baikoussis, and Nikolaos A. Papakonstantinou. The role of myocardial ischaemic preconditioning during beating heart surgery: biological aspect and clinical outcome. *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*, 14(1):68–71, 1 2012.
- [57] Tran Quyet Tien, Ho Tat Bang, Lam Thao Cuong, and Nguyen Thai An. Simultaneous endovascular repair for abdominal aortic aneurysm and coronary artery bypass grafting in an octogenarian: A case report. *International Journal of Surgery Case Reports*, 66:72–75, 2020.
- [58] J. T. Dodge, B. G. Brown, E. L. Bolson, and H. T. Dodge. Lumen diameter of normal human coronary arteries: Influence of age, sex, anatomic variation, and left ventricular hypertrophy or dilation. *Circulation*, 86(1):232–246, 1992.
- [59] R. L. Stanbridge, D. O'Regan, A. Cherian, and R. Ramanan. Use of a pulsatile beating heart model for training surgeons in beating heart surgery. *The heart surgery forum*, 2(4):300–304, 1999.
- [60] James I. Fann, Anthony D. Caffarelli, Gerald Georgette, Steve K. Howard, David M. Gaba, Patricia Youngblood, R. Scott Mitchell, and Thomas A. Burdon. Improvement in coronary anastomosis with cardiac surgery simulation. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 136(6):1486–1491, 12 2008.
- [61] R.J.M Klautz, J.G Maessen, S Kats, M.P. Buijsrogge, L.M. de Heer, S. Siregar, and A.A.W. Laliu. OPLEIDING CARDIOTHORACALE CHIRURGIE Curriculum van de opleiding tot cardiothoracale chirurg. Technical report, 2018.
- [62] Jinxia Cheng. Product Design Process and Methods. In *Product Lifecycle Management - Terminology and Applications*. IntechOpen, 11 2018.
- [63] Yawei Wang, Hongdai Sun, Jianan Wei, Xuesong Liu, Tianya Liu, and Yubo Fan. A mathematical model of human heart including the effects of heart contractility varying with heart rate changes. *Journal of Biomechanics*, 75:129–137, 6 2018.

- [64] Jane A. Goodwin, Willem L. van Meurs, Carla D. Sa Couto, Jan E W Beneken, and Shirley A. Graves. A Model for Educational Simulation of Infant Cardiovascular Physiology. *Anesthesia & Analgesia*, 99(6):1655–1664, 12 2004.
- [65] G. Ferrari, C. De Lazzari, R. Mimmo, G. Tosti, and D. Ambrosi. A modular numerical model of the cardiovascular system for studying and training in the field of cardiovascular physiopathology. *Journal of Biomedical Engineering*, 14(2):91–107, 3 1992.
- [66] Benjamin Gerber, John-Luke Singh, Yan Zhang, and William Liou. A computer simulation of short-term adaptations of cardiovascular hemodynamics in microgravity. *Computers in Biology and Medicine*, 102(July):86–94, 11 2018.
- [67] J.E.W Beneken. *A mathematical approach to cardiovascular function the uncontrolled human system*. PhD thesis, Medisch Fysisch Instituut TNO, Utrecht, The Netherlands, 1965.
- [68] José Sérgio Domingues, Marcos De Paula Vale, and Carlos Barreira Martinez. New Mathematical Model for the Surface Area of the Left Ventricle by the Truncated Prolate Spheroid. *Scientific World Journal*, 2017, 2017.
- [69] Max Roser, Cameron Appel, and Hannah Ritchie. Human Height, 2019.
- [70] Elena Bignami, Marcello Guarnieri, and Marco Gemma. Fluid management in cardiac surgery patients: Pitfalls, challenges and solutions. *Minerva Anestesiologica*, 83(6):638–651, 2017.
- [71] Sensor Products inc. Matrix Pressure Sensor, 2019.

Appendix A

The interview

Ik ben Ditte Moejes, student technische geneeskunde. Ik ben bezig met het ontwikkelen van een Off-pump CABG-simulator voor het trainen van deze operatie. Aan de hand hiervan heb ik een interview ontwikkeld om te bepalen wat de huidige stand van zaken is binnen deze ingreep. Dit interview gaat over uw eigen ervaringen met betrekking van Off-pump CABG chirurgie en hierbij ook mogelijke verbeteringen met betrekking tot de simulator.

Ik wil u hartelijk danken voor het meedoen van dit interview. Ik wil het interview opnemen zodat ik dit kan gebruiken voor de analyse. Deze opnames zullen binnen een half jaar na afronding van mijn thesis worden verwijderd. De verzamelde gegevens zullen anoniem worden verwerkt. Om de gegevens te mogen verwerken is er een informed consent (toestemmingsformulier) wat getekend moet worden. Zou u deze kunnen tekenen?

In dit interview gaat het om CABG operaties. Hierbij worden de geïsoleerde operaties bedoeld en niet in combinatie met een andere interventie.

Hierbij wil ik eerst beginnen met een aantal algemene vragen en vragen met betrekking tot off-pump CABG operaties.

Vragen (Eerste meer verifiëren):

1. Wat is uw huidige functie?
 - a. Thoraxchirurg
 - b. Thoraxchirurg in opleiding
 - i. In welk jaar van de opleiding zit u?
 - c. Anders, nl. . .
2. In welk type ziekenhuis bent u werkzaam; academisch of topklinisch?
 - a. Academisch
 - b. Topklinisch
 - c. Perifeer
3. Heeft u ervaring met Off-pump CABG (OPCAB)?
 - a. Ja

- b. Nee
4. Hoe lang voert u als 1e operateur Off-pump CABG's uit?
 - a. Niet
 - b. 0-1 jaar
 - c. 1-2 jaar
 - d. 2-5 jaar
 - e. 5-10 jaar
 - f. >10 jaar
 5. Hoe veel Off-pump CABG operaties doet u nu gemiddeld?
 - a. Geen
 - b. Alleen in de opleiding / alleen als 2e operateur
 - c. 1-5 operaties per jaar
 - d. 5-10 operaties per jaar
 - e. 1-5 per maand
 - f. Meer dan 5 operaties per maand
 6. (Wanneer geen Off-pump CABG is geleerd) Vindt u het een gemis dat u Off-pump CABG nooit heeft geleerd?
 - a. Ja, waarom?
 - b. Nee, waarom niet?
 7. Wat vindt u de hoofdtaken van chirurg tijdens OPCAB chirurgie?
 8. Heeft u het idee dat het aantal Off-pump CABG operaties wat u doet afneemt (met de jaren)?
 - a. Ja
 - b. Nee
 9. Hoe denkt u dat dit komt?
- Nu wil ik wat vragen stellen over de verschillen tussen On-pump en Off-pump CABG. Ik wil hierbij erachter komen wat redenen te zijn dat mensen voor een bepaalde operatie kiezen.
10. (Wanneer ook Off-pump wordt gedaan) Welk percentage van de CABG operaties die u uitvoert zijn Off-pump, naar schatting? Hierbij gaat het om wat het initiële plan is voor de operatie.
 - a. %
 11. (Wanneer men zowel On- als Off-pump doet of alleen On-pump) Wat is de voornaamste reden dat u voor On-pump CABG kiest bij een operatie?
 - a. Instabiele hemodynamiek
 - b. Is standaard
 - c. Off-pump is te gecompliceerd/ kan ik niet
 - d. Anders nl: ...

12. (Wanneer Off-pump chirurgie wordt toegepast) Wanneer u een operatie begint als Off-pump CABG en vervolgens een conversie maakt, op welk moment is de in de meeste gevallen?

- a. Gebeurt niet
- b. Aan het begin van de ingreep
- c. Bij het bepalen van de anastomose locatie
- d. Wanneer het hart gemanipuleerd moet worden
- e. Tijdens het maken van de anastomose
- f. Bij het optreden van ischemie
- g. Bij het optreden van nieuwe wandbewegingstoornissen op echo/nieuwe ST-elevaties
- h. Anders nl: . . .

13. (Wanneer het wel eens gebeurt en de vraag nog niet is beantwoord hierboven) Wat is in de meeste gevallen de reden van deze conversie?

- a. Gebeurt nooit
- b. Instabiele hemodynamiek
- c. Slechte bereikbaarheid van de coronaire
- d. Ischemie
- e. Bij wandbewegingstoornissen
- f. Anders nl: . . .

Ik wil het nu hebben over de moeilijkheden van de OPCAB operatie om goed de lastige punten van een operatie vast te stellen.

14. Wat vindt u zelf de grote uitdagingen van de OPCAB operatie?

- a. Het openen van de borst
- b. Het maken van een correcte anastomose
- c. Het in stand houden van een stabiele hemodynamiek
- d. De beslissing om te converteren naar on-pump CABG
- e. Het zorgen voor voldoende anastomoses waardoor de revascularisatie optimaal is

15. Welke fouten denkt u dat relatief vaak gemaakt worden tijdens de OPCAB operatie?

Met de volgende vragen wil ik het meer hebben over het leren van de OPCAB ingreep. Om een simulator te maken die aansluit op de huidige manier van leren en ook de opleiding kan verbeteren vind ik dit interessant.

16. Op welke manier heeft u Off-Pump CABG chirurgie geleerd? (Verloop)

- a. Niet
- b. Door middel van afzonderlijke chirurgische skills oefenen (op patiënten)
- c. Oefenen op een dierlijk hart
- d. Op een simulator de skills onder de knie krijgen
- e. Observeren van OK's
- f. Assisteren tijdens OK
- g. Onder supervisie, zelfstandig de procedure uitvoeren
- h. Anders nl: . . .

17. Heeft u wel eens een simulator gebruikt?
18. Wat vond u van deze simulator?
19. Wat was de meerwaarde van deze simulator?
20. Wat vond u het gemis in deze simulator?
21. Op welke manier denkt u dat de huidige opleiding verbeterd kan worden t.a.v. exposure/leren van off-pump chirurgie?
 - a. Niet
 - b. Geen idee
 - c. Verder:
22. Wat vindt u de grootste risico's van het niet goed beheersen van een off-pump CABG?
23. (Voor de chirurg) Wat moet een chirurg in opleiding kunnen laten zien voor u toevertrouwd dat ze zelfstandig mogen opereren?
 - a. Technische handelingen, nl:
 - b. Goede communicatie, bijv.

Omdat ik een simulator wil ontwikkelen die goed aansluit op de vraag die er is heb ik een aantal vragen met betrekking tot deze opties van de simulator.

24. Wat zouden de 3 belangrijkste eisen aan deze simulator zijn?
 - 1:
 - 2:
 - 3:

Nu wil ik het hebben over de feedback die mogelijk in de simulator geplaatst kan worden.

25. Wat voor soort feedback vindt u belangrijk om te krijgen van deze simulator?
 - a. Hemodynamisch
 - b. Geen lekkage (van de anastomose)
 - c. Goede doorbloeding (van de anastomose)
 - d. Anders nl:
26. Hoe ziet u dan de manier van feedback voor zich?
27. Hoe ziet u een simulator voor u, een simulator waar u zelf op zou kunnen oefenen of samen met een instructeur, of in combinatie met OK-personeel?
 - a. Instructeur
 - b. Zelfstandig

Om een operatie uit te voeren willen we gebruik maken van scenario's. Deze scenario's zijn om een mogelijke werkelijkheid weer te geven.

28. Welke realistische klinische scenario's zou de simulator moeten kunnen aanbieden?
- Wat zijn momenten of aandoeningen die u terug zou willen zien in de simulator?
 - Welke comorbiditeiten zou u terug willen zien in de simulator?
29. Welke punten van de simulator zou je graag aanpasbaar zien om de moeilijkheid van de te trainen ingreep te verhogen of te verlagen?
30. Als u op een simulator zou kunnen trainen, hoe belangrijk vindt u de volgende eigenschappen dan op een schaal van 1-5 (minst-meest belangrijk)?

Eigenschappen	1 (Niet belangrijk)	2 (Niet echt belangrijk)	3 (Neutraal)	4 (Belangrijk)	5 (Heel belangrijk)
Goedkoop					
Hergebruik					
Niet dierlijk materiaal					
Anatomisch correct uiterlijk					
Aanwezigheid van bewegende longen					
Het ophangen van het pericard					
Anatomisch correcte beweging van het hart					
Natuurlijk aanvoelend materiaal					
Aritmieën					
Directe feedback van de bloeddruk					
Feedback op de anastomose kwaliteit					
Bloed/vloeistof in de coronairen					
Pulsatieel stromend (kunstmatig) bloed door de coronairen					
Feedback van de interventie					
Het hebben van verschillende scenario's					
Het concerteren naar on-pump CABG					
Het gebruik voor on-pump CABG					

Als laatste vraag:

31. Heeft u verder nog opmerkingen of vragen die u wilt bespreken welke nog niet aan bod zijn gekomen?

Dit is het einde van dit interview. Ik wil u hartelijk danken voor uw tijd en moeite.

Appendix B

Citations

The names of surgeons and places are blurred to ensure anonimisation. These state now “naam” or “plaats”. Next, in the fourth column one can find the three groups of surgeons: inexperienced surgeons, <5 years of experience in OPCAB surgery, and >10 years of experience.

Thema	Code	Citatie	surgeon
Hoe is OPCAB geleerd	Zelfstandig	Door te doen, ik ben begonnen zonder stabilisator.	>10 jaar ervaring
		Daadwerkelijk zien hoe het moest was gewoon afkijken. En dan thuis proberen.	>10 jaar ervaring
		Meteen in de praktijk.	>10 jaar ervaring
	Assisteren	Eerst assisteren, meekijken.	<5 jaar ervaring
		En doen we het gewoon samen.	<5 jaar ervaring
	Deelingreep	En dan ben je eerst assistent, dan doe je een anastomose.	>10 jaar ervaring
		In principe heb je de anastomoses als deelingreep gemaakt.	<5 jaar ervaring
		Je leert altijd eerst 1 anastomose doen, dan ga je naar 2 dan ga je naar 3.	>10 jaar ervaring
	LIMA-LAD eerst	En vervolgens begin je gewoon met een LIMA-LAD off-pump.	<5 jaar ervaring
		Toen ben ik begonnen met eerst 1 anastomose maken, dus een LIMA-LAD.	<5 jaar ervaring
		Je gaat eerst aan de voorkant beginnen dan ga je naar de laterale wand.	>10 jaar ervaring
	Afname OPCAB	Ja, was een hype	Wat je hoort is dat het een soort hype is geweest die nu een beetje aan het afvlakken is.

Thema	Code	Citatie	surgeon
	Ja, tegenvallend resultaat	Omdat de onderzoeken voor off-pump heeft de vakgroep niet overtuigd denk ik.	Geen ervaring
		Maar dat blijkt dus wel tegen te vallen en dan blijft de discussie over van: bij off-pump is het soms lastiger om bij de laterale wand te komen en dat je daardoor gemiddeld minder anastomoses maakt.	Geen ervaring
		Men vindt dat het resultaat tegenvalt.	<5 jaar ervaring
		Vroeger dacht je alle patiënten moeten off-pump, dat was de gedachten. Maar zo ligt het niet want het is technisch wel een stuk lastiger.	>10 jaar ervaring
		De voordelen wegen niet op tegen de nadelen.	>10 jaar ervaring
	Nee	Nee, hier niet.	<5 jaar ervaring
		Ik heb niet het gevoel dat dit afneemt. Het aantal CABGs neemt wel af in totaal omdat patiënten worden gedotterd.	>10 jaar ervaring
		Nee ik denk dat het stabiel blijft.	>10 jaar ervaring
	Keuze voor on/off-pump	Afhankelijk van de supervisor	We hebben hier in “naam ziekenhuis” 1 chirurg die doet Off-pump, maar die doet dat alleen bij geselecteerde casussen. Dus die beheerst het beide, de rest van de groep doet alleen aan de pomp.
Hier hebben we te weinig aantallen om het goed te leren. Het is al lastig om überhaupt genoeg operaties te doen in het algemeen.			Geen ervaring
Op dit moment voelt het nog veiliger. De voorwand is iets makkelijker, dan hoef je het hart niet te manipuleren. Dat durf ik nog wel aan maar als het uitgebreider is liever niet. Dit door de manipulatie en de beweging van de anastomose.			<5 jaar ervaring
Dus afhankelijk van de supervisor.			<5 jaar ervaring
Patiënt specifiek		Een hele slechte linkerkamer. Als de kamer zo slecht pompt dat je denkt dit gaat niet lukken, dan moet je aan de hart-longmachine.	>10 jaar ervaring
		Alleen maar emergency patiënten die ik on-pump deed.	>10 jaar ervaring
		En dat je optimale anastomosen wilt maken die langdurig open blijft en ook de kleine takjes mee wilt nemen als dat kan. Dat is on-pump iets makkelijker dan off-pump.	>10 jaar ervaring

Thema	Code	Citatie	surgeon
Verbeteren huidige opleiding	Trucs al kennen	Als je kijkt naar de st-elevaties heb je genoeg tijd om het ook zonder shunt te doen. Dat maakt het ook een stuk makkelijker. Dat zou dus gestandaardiseerd kunnen worden. En de handeling technieken om de bloeddruk goed te houden. Bijvoorbeeld de deep stitch de Trendelenburg, goed gevuld houden. Dat soort tips & tricks.	<5 jaar ervaring
		Als je al die trucs vantevoren al zou weten dan kan je het oefenen en leren. Dus dit oefenen en leren voor je het op een patiënt gaat doen.	>10 jaar ervaring
	Hemodynamiek	Ik denk dat er meer aandacht naar de hemodynamiek moet.	<5 jaar ervaring
	Simulator	Je kunt natuurlijk simulatie bouwen maar dan moet je het daarna wel moeten gaan toepassen.	Geen ervaring
		Ik vind dat de hele opleiding veel kan leren van simulatoren, want hoe vaak maak je als aios niet mee, zeker in de eerste 2 of de eerste 3 jaar dat je bij iets staat en de chirurg zegt, ja hoe vaak heb je dit al gedaan, hoe vaak heb je dat al gedaan?	Geen ervaring
		Ik denk simulatietraining. Ik denk dat dat heel belangrijk is.	<5 jaar ervaring
		Je zou het kunnen proberen op een simulator maar dan moet je 1 de coronairen ook op het hart kunnen fixeren en ik denk dat een simulator een goede trainingsding zou kunnen zijn.	<5 jaar ervaring
		Een deel daarvan zou je de leercurve kunnen bekorten door gebruik van simulatoren. Allemaal dingen die een rol zouden moeten spelen in de simulator. In een vliegtuig simulator leert een piloot ook niet alleen om met mooi weer te vliegen. Wat belangrijk is dat je in een kleine ruimte moet kunnen werken.	>10 jaar ervaring
		Ik denk dat een goede simulatieomgeving die kan heel erg helpen.	>10 jaar ervaring
		Zo echt mogelijk oefenopstelling. Zo dicht mogelijk bij de praktijk. Met al die omstandigheden die je erbij kunt hebben.	>10 jaar ervaring
		Rustig opbouwen	Als je dat dan vertaalt naar hoe je de off-pump chirurgie zou kunnen doen zou ik eerst zeggen. Leer eerst eens de basale dingen. Leer eerst eens een anastomose maken. Linksom rechtsom, op een vene, op een slagader. En doe dan de volgende start.
	Stage	Dus daarin kun je zeggen dat je moet toewerken naar een soort stage, dat je als je geïnteresseerd bent een half jaar.	Geen ervaring
		Misschien stage doen bij off-pump klinieken als je dat echt wilt leren.	>10 jaar ervaring

Thema	Code	Citatie	surgeon
Risico's	Patiënt tekort doen	Het grootste risico is dat je patiënten te kort doet.	>10 jaar ervaring
	imperfectie	Dat je een technisch imperfect resultaat hebt. En in de hartchirurgie is dat niet aanvaardbaar. Dan heb je gewoon kans op infarcten en kans op dood.	>10 jaar ervaring
	Hypotensie accepteren	Het grootste risico is denk ik de hemodynamiek, dat je te veel hypotensie accepteert en daardoor instabiel raken.	<5 jaar ervaring
	Slechte anastomose/ coronairen dicht maken	Dat je als de anastomose moeilijker zijn dat je de coronaire of vene dichthecht.	Geen ervaring
		En nummer twee is toch als je de positie niet goed hebt en bijvoorbeeld te veel beweging accepteert en te weinig zicht dat je dan bijvoorbeeld een wat minder goede anastomose maakt. Dat je toch een bepaalde steek accepteert die minder optimaal zijn. En als gevolg daarvan de coronair dicht maakt.	<5 jaar ervaring
		Dat je de coronairen dicht maakt.	<5 jaar ervaring
	Onvolledige revascularisatie	Dat je of dus te veel anastomose overslaat, dat je onvolledig revasculariseerd.	Geen ervaring
complicaties	Dus myocardinfarct en het overlijden van de patiënt.	>10 jaar ervaring	
Reden conversie	Niet gehad	Ik heb het zelf nog niet gehad.	<5 jaar ervaring
		Komt nooit voor.	>10 jaar ervaring
	Slechte linkerkamer	De kamer was ook slecht dus dan gebruik je gewoon de hartlongmachine. Dit heb ik 1 of 2 keer gedaan.	<5 jaar ervaring
		Verder heb ik ook iemand met een slechte kamer gehad. Waarbij ik een omleiding moest maken omdat er geen flow was.	<5 jaar ervaring
		De meeste mensen waarbij het gebeurt die hebben al een hele slechte linker kamer. Dus dan ben je al gewaarschuwd.	>10 jaar ervaring
	Ritmestoornissen	Ik had laatst op gegeven moment was ik bezig met een operatie, die man kreeg ritmestoornissen en kreeg VF, en CVD steeg.	<5 jaar ervaring
		Dat was een patiënt met een hoofdstamstenose die ventriculaire extra's kreeg vlak voordat we aan de LIMA-LAD anastomose begonnen.	<5 jaar ervaring
Lage bloeddruk of een ritmestoornis. Dus als de patiënt het niet kan hebben of dat hij in boezemfibrilleren/ventrikelfibrilleren krijgt.		>10 jaar ervaring	

Thema	Code	Citatie	surgeon
	Slechte hemodynamiek	Op gegeven moment kwam hij in reanimatiesetting of in een kort ritmestoornis en daarbij slechte hemodynamiek. En ik heb gezegd dan ga ik gewoon converteren.	<5 jaar ervaring
		En toen had hij er heel veel last van. Dus hemodynamisch trok hij het niet.	<5 jaar ervaring
		Hemodynamische instabiliteit als gevolg van ischemie. Of als gevolg van luxatie. Je hebt soms harten die zijn zo groot, dat je die niet omgekanteld krijgt. Dan geef je meer druk dan daalt de bloeddruk en heb je instabiliteit.	>10 jaar ervaring
		De meeste conversies gebeuren als het hart opgetild is. Want dan heb je een nauwere marge van de hemodynamiek. Als het hart op zijn plaats blijft, dan werk je aan de voorkant van het hart, dan stoor je minimaal het hemodynamisch evenwicht en dan tolereert het hart ook wat handelingen.	>10 jaar ervaring
		Lage bloeddruk of een ritmestoornis. Dus als de patiënt het niet kan hebben of dat hij in boezemfibrilleren/ventrikelfibrilleren krijgt.	>10 jaar ervaring
	Ischemie	Dan heb je daardoor instabiliteit en krijg je ischemie dus dan krijg je een beetje het kip en het ei verhaal.	>10 jaar ervaring
Uitdagingen	Hemodynamiek stabiel houden	En je moet ook op tijd weten, nu moet ik minder hard trekken en nu moet het hart naar beneden, de benen omhoog. Ik denk vooral die hemodynamiek dat maakt het soms lastig.	Geen ervaring
		Ik denk het hart zo positioneren dat het en stabiel blijft qua hemodynamiek en dat je er goed bij kan.	<5 jaar ervaring
		Hemodynamiek is 1.	>10 jaar ervaring
		Zelf doen is zoals ik zei de fluid management. Dus eigenlijk de combinatie van vulling, bloedverlies, positie van het hart. En continu sparren met je omgeving. De vraag om extra vocht of direct vragen om de benen op te tillen. Of de tafel naar jou toe te draaien. Dan kan je een evenwicht vinden in positioneren.	>10 jaar ervaring
	De anastomose	Het lijkt mij een net wat moeilijker om de hechtingen te zetten, die twaalf steekjes. Dat lijkt me technisch gewoon lastiger.	Geen ervaring
		Je zit natuurlijk met je bewegend object, je open coronair en er zijn natuurlijk allemaal technieken maar het blijft lastig.	Geen ervaring
		Dus je moet in kleinere ruimtes je anastomose kunnen maken. Dat is het lastigst.	<5 jaar ervaring
		En nogmaals de voorwand en achterwand is niet zo'n probleem maar met name de laterale wand. Dat is denk ik de grootste uitdaging. Dus zowel de stabiele hemodynamiek dan als de technische anastomose maken daar.	<5 jaar ervaring

Thema	Code	Citatie	surgeon
		Het maken van de anastomose op kloppend hart. In de zin van dat je een bepaalde motoriek die je je eigen moet maken. Maar het is af en toe, zeker bij kleine vaten, kan het nog een uitdaging zijn.	<5 jaar ervaring
		Het gaat er om dat je een goede verbinding maakt tussen het vat en de kransslagader. Daar gaat het om.	>10 jaar ervaring
		Een mooi bloedvrij veld en mooie omstandigheden om een goede anastomose te maken.	>10 jaar ervaring
	Hart positie bepalen	Ik heb wel vaker meegemaakt dat de expositie is lastiger, de vulling moet goed genoeg zijn zodat het hart half op de kop kan staan om lateraal bij de achterwand te kunnen komen.	Geen ervaring
		En wat al helemaal lastig is, is dat je het hart zo moet positioneren dat je geen output hebt. Ik denk dat dat het meest problematisch is, dat je ook al plaats je ergens een sling en til je het hart hoop je op een goede manier en ik had met name het idee dat het bij de laterale wand lastig is op een 1 of andere manier goed te positioneren om ruimte te krijgen zonder te veel output te verliezen.	Geen ervaring
		De positionering. Zoals het hart staat zo moet je, daar moet je het mee doen. Dat vind ik persoonlijk het lastigst.	<5 jaar ervaring
		De positie van het hart bepalen want je moet een positie vinden waar je kan werken maar waar het hart ook nog krachtig genoeg kan blijven pompen zodat de patiënt niet in een reanimatiestatus komt. Dus de positie van het hart is 1.	>10 jaar ervaring
	Fouten	Incomplete revascularisatie	het ging bijna niet en dat je dan toch besluit om een anastomose minder aan te leggen. Dan heb je eigenlijk niet helemaal je optimale revascularisatie.
En in de richtlijnen staat ook dat eigenlijk je doel moet zijn om volledig te revasculariseren. Dus ik weet niet zo goed hoe dat tegen elkaar weg te strepen is.			Geen ervaring
Ik denk wat lastig is dat een vat te klein wordt ingeschat en niet gegrift wordt. En wel toch belangrijk is. Complete revascularisatie dat is het belangrijkste.			<5 jaar ervaring
Slechte anastomose		Maar dit ging ook goed. Maar ik kan me voorstellen dat je het niet altijd even goed ziet op een bewegend object, dat je een stenose van je anastomose hebt, dat je de achterwand mee kan pakken.	Geen ervaring
		Qua anastomose steken, ik kan me voorstellen dat in zo'n learningcurve je niet de perfecte 12 steekjes zet waardoor je een coronair dicht hecht of een anastomose suboptimaal is waardoor die op de middellange termijn eerder dicht gaat zitten.	Geen ervaring

Thema	Code	Citatie	surgeon
		Het gevaar bij off-pump is natuurlijk dat je je omleiding, af althans je anastomose, kan dichthechten. Je moet altijd Flow meten en als je geen flow hebt dan op een of andere manier ga je desnoods even verder en daarna terug. Maar ik heb altijd geleerd om als ik geen flow heb een anastomose opnieuw te maken. Dus dat dus.	<5 jaar ervaring
	Suboptimale positionering van het hart	De optimale positionering van het hart. Dat je het niet goed kan zien.	>10 jaar ervaring
		Ik denk dat de grootste uitdagingen van off-pump chirurgie is leren de positie van het hart bepalen.	>10 jaar ervaring
	Te laat converteren	Dat ze te laat converteren naar on-pump of naar pump assisted. Dus dat ze te lang wachten.	Geen ervaring
		Ik denk het te lang wachten om te converteren.	>10 jaar ervaring
	Hypotensie accepteren	Hypotensie accepteren. Dat is denk ik de grootste fout.	<5 jaar ervaring
Hoofdtaken	Zorgen voor een goede hemodynamiek	Maar ook de hemodynamiek heel erg goed in de gate houden. Wanneer moet je het hart terugzetten, wanneer moet je converteren. Dat is heel belangrijk.	Geen ervaring
		Dus met name off-pump moet je ook wel heel goed de hemodynamiek in de gaten houden.	<5 jaar ervaring
		Maar waar het uiteindelijk om gaat is bij off-pump, het hart klopt wat belangrijk is dat de hemodynamiek belangrijk is heb ik van "naam" geleerd.	<5 jaar ervaring
		Als je een goede anastomose maakt maar niet goed communiceert en die patiënt is hypotensief gaat het niet.	<5 jaar ervaring
		Bij off-pump CABG heb je invloed ook op de hemodynamiek van de patiënt door middel van het positioneren van het hart, positioneren van de OK-tafel. Heb je invloed op de hemodynamische verschillen van de patiënt.	>10 jaar ervaring
		De hoofdtaak is zorgen voor een normale hemodynamiek.	>10 jaar ervaring
		Het in stand houden van de hemodynamiek zeg maar. En dat er voldoende circulatie is.	>10 jaar ervaring
		Goed resultaat bereiken	Net als andere operaties, een goed resultaat bereiken.
	De hoofdtaak van een bypassoperatie is dat je deze goed en op een veilige manier kan maken.		>10 jaar ervaring
	Complete revascularisatie	En complete revascularisatie dat is belangrijk.	Geen ervaring

Thema	Code	Citatie	surgeon
	Correcte anastomose maken	Uiteraard is kwaliteit van de anastomose het belangrijkste.	Geen ervaring
		De operatie moet goed gaan, de omleiding zelf.	Geen ervaring
		Je hoofdtaak is natuurlijk je taak volbrengen dus correcte anastomose maken.	<5 jaar ervaring
		Maar andersom, als je goed communiceert maar je kan geen anastomose maken.	<5 jaar ervaring
	Overzicht houden	En kalm blijven en overzicht houden.	>10 jaar ervaring
		Ik denk, het hele proces te overzien.	>10 jaar ervaring
	Teamleider	Maar als chirurg ben je in principe ook de teamleider.	<5 jaar ervaring
	Communicatie	In plaats van cardioprotectie moet je beter communiceren met de anesthesie. Maar ik denk dat communiceren met je OK-team, met je perfusie en anesthesie dat dat ook een van de hoofdtaken is.	Geen ervaring
		Als je een goede anastomose maakt maar niet goed communiceert en die patiënt is hypotensief gaat het niet.	<5 jaar ervaring
		Omdat de chirurgen heel veel dingen tegelijkertijd moeten doen, niet alleen de steekjes zetten maar ook de hemodynamiek in de gate houden en ook communiceren met collega's. Dat is challenging omdat je veel meer hersencellen gebruiken als dat je alleen maar handelingen moet verrichten.	>10 jaar ervaring
Scenario's	Beginnen met de LIMA-LAD	En vervolgens begin je gewoon met een LIMA-LAD off-pump.	<5 jaar ervaring
		Toen ben ik begonnen met eerst 1 anastomose maken, dus een LIMA-LAD.	<5 jaar ervaring
	Ritmestoornissen	Een hart die onregelmatig klopt of extrasystolen maakt. Te snel gaat, te traag gaat, dat soort effecten.	Geen ervaring
		Aritmien zijn interessant	Geen ervaring
		Eigenlijk behalve dat iemand ritmestoornissen kan krijgen, door wat je doet, output kan verliezen door wat je doet.	Geen ervaring
		Ik had laatst op gegeven moment was ik bezig met een operatie, die man kreeg ritmestoornissen en kreeg VF, en CVD steeg. Ritmestoornissen met VF en krappe hemodynamiek met korte reanimatiesetting heb ik gezegd. Ik ga converteren.	<5 jaar ervaring

Thema	Code	Citatie	surgeon
		Wat denk ik belangrijk is als je een coronair hebt open gemaakt en nog voor dat je een shuntje hebt ingebracht hij bijvoorbeeld vf krijgt.	<5 jaar ervaring
		Of vaak bij het openen van de rechter coronair kun je Av blocks krijgen.	<5 jaar ervaring
		Nee het moet de ene keer goed gaan en de andere keer schiet hij in vf. En er niet uit te kunnen krijgen zijn dan moet er met spoed perfusie.	>10 jaar ervaring
		Wat je dan moet simuleren is plotselinge ritmestoornissen, zoals ventrikel fibrilleren, halverwege de anastomose bijvoorbeeld.	>10 jaar ervaring
		Ischemie, vt vf, bloeddrukdaling en eh wat nog meer.	>10 jaar ervaring
	Gebruik shunt	En met name bijvoorbeeld het verschil dat sommige wel een intra coronaire shunt gebruiken, sommige niet.	<5 jaar ervaring
		Wat denk ik belangrijk is als je een coronair hebt open gemaakt en nog voor dat je een shuntje hebt ingebracht hij bijvoorbeeld vf krijgt.	<5 jaar ervaring
		Bijvoorbeeld dat je een shunt gebruikt om niet te veel bloed te hebben om de anastomose heen waar je hecht.	>10 jaar ervaring
	Gebruik van Trendelenburg	Dan is het bijvoorbeeld handig dat de simulator ook daadwerkelijk in Trendelenburg kan.	<5 jaar ervaring
	Verschillende hartgroottes	Je hebt in een simulator ook maar 1 grootte van een hart, geen goede of slechte kamerfunctie, dat soort zaken.	<5 jaar ervaring
		Die kan adipeus zijn, dat het hart groot kan zijn, slecht pompt, ischemie is.	>10 jaar ervaring
	Kamerfunctie	Ik denk dat het vooral patiënten met een verminderde kamerfunctie.	Geen ervaring
		Verminderde kamerfunctie.	Geen ervaring
		Je hebt in een simulator ook maar 1 grootte van een hart, geen goede of slechte kamerfunctie, dat soort zaken.	<5 jaar ervaring
		Nou waar het nu om gaat is eerst moet je normale dingen kunnen simuleren, dus met een normale linker kamer functie, normale dingen, hemodynamiek en andere dingen.	<5 jaar ervaring
		Die kan adipeus zijn, dat het hart groot kan zijn, slecht pompt, ischemie is.	>10 jaar ervaring
		Ja, verschillende graden van kamerdisfunctie, waarbij dus de bloeddruk steeds lager wordt bij een verkeerde positie zeg maar in combinatie met een bepaalde degree van hemodynamische moeilijkheid, En dat kun je dus zelf kiezen hoe moeilijk je het wilt maken.	>10 jaar ervaring

Thema	Code	Citatie	surgeon
	Hypertrofe kamer	Hypertrofe grote kamer.	<5 jaar ervaring
	Ischemie	Toen had hij ischemie.	<5 jaar ervaring
		Wanneer je een vat open hebt kun je niet zomaar het neerleggen en gaan defibrilleren want dat blijft het eruit spuiten, heb je nog steeds ischemie.	<5 jaar ervaring
		Die kan adipeus zijn, dat het hart groot kan zijn, slecht pompt, ischemie is.	>10 jaar ervaring
		Ischemie, vt vf, bloeddruk-daling en eh wat nog meer.	>10 jaar ervaring
	Coronairen diep in de spier	Geen coronaire waarvan je denkt dat ze diep in de spier zitten.	<5 jaar ervaring
	Werken in beperkte ruimte	Ik denk als je gewend bent veel exposure en heel veel ruimte te hebben om die anastomose te maken en ineens dat wordt beperkt.	<5 jaar ervaring
	Bloeddruk-daling	De bloeddruk-daling natuurlijk.	Geen ervaring
		Waarbij de ene is de bloeddruk daalt te veel. Vaak is dat al in het begin bij het positioneren. De andere is de patiënt gaat onderuit bij de anastomose.	>10 jaar ervaring
		Alleen de hemodynamische stabiliteit en bloedverlies.	>10 jaar ervaring
		Progressief hypotensie. Want soms heb je dat, je denkt je begint met een bloeddruk van 100 en je bent bezig met een anastomose en je ziet hem zakken.	>10 jaar ervaring
		Ischemie, vt vf, bloeddruk-daling en eh wat nog meer.	>10 jaar ervaring
	Verkalkte coronairen	Ik weet niet of je ook kunt simuleren of je coronaire totaal verkalkt zijn.	Geen ervaring
Eerdere simulatoren	Wet lab	Wat we voor de hartchirurgie doen is dat we wel eens in wet labs op varkensharten, aortakleppen, CABGs simuleren maar dat is alleen de klep inhechten en de anastomose te oefenen.	Geen ervaring
		En hier in “plaats” doen we best vaak we labs. Dat is gewoon op een stil hart. Dat doen we wel om de zoveel maanden.	Geen ervaring
		Goed: Maar een anastomose droog oefenen zoals we dat doen, tijdens een wet lab, in ieder geval niet op patiënten dat werkt wel. Dan heb je dus een stil hart, voor on-pump chirurgie klopt dat wel, je hebt een stil hart en lege coronairen. Het is alleen lastig om je anastomose te kunnen testen.	Geen ervaring

Thema	Code	Citatie	surgeon
		Goed: Ik denk daadwerkelijk als ik op zo'n wet lab 10 of 15 anastomosen heb gemaakt dat de. Het staat niet gelijk aan 10 of 15 anastomosen op de OK. Maar wel aan de helft of 1/3e daarvan. Je merkt gewoon dat je met instrumentarium beter omgaat, je bent wat beter voorbereid op de moeilijke hoeken die je moet gaan maken. Je bent daadwerkelijk veel beter voorbereid voor OK.	Geen ervaring
		Verbetering: Je kan alleen maar je anastomosen en je klep inhechten. Je positie van je hart is tijdens een operatie toch anders. Je gaat er bij zo'n wet lab toch beter voor zitten zodat het makkelijk gaat.	Geen ervaring
		Verbetering: Bij zo'n wet lab wat er gebeurd is dat het hart gewoon ligt in een box met van die breinaalden erdoorheen. Dat is, als het even lastig is, dan wordt er toch wat gedraaid aan die box in plaats van op OK, dan moet je soms die moeilijke steek maken. Op OK is het dan een wat diepere thorax dus het is wel op een lekker makkelijke manier oefenen.	Geen ervaring
	Canulatie simulator	Ik heb ooit wel eens een canulatiesimulator gehad met een soort opgeblazen aortabuis waar je een canule in moest doen. Dat wordt een natte boel. Dat kan je dan 2x oefenen maar daar zie ik weinig meerwaarde in ten opzichte van het direct op een patiënt doen omdat het niet een hele ingewikkelde handeling is.	Geen ervaring
	Laproscoopie simulator	Ja ik heb bij de heelkunde, ik heb een jaar heelkunde gedaan. Daar zijn bijvoorbeeld wel laproscoopie simulatoren.	Geen ervaring
	Simulator	Ja. We hebben in het "ziekenhuis", ik heb een tijd in het "ziekenhuis" gewerkt. Daar hebben we voor onze anios een simulator gemaakt.	>10 jaar ervaring
		Goed: Dat was een hele goede want daar kon je ook op een monitor werken. Dus endoscopisch.	>10 jaar ervaring
		Verbetering: de bloedstroom.	>10 jaar ervaring
	Kloppend hart simulator	We hebben in "plaats" wel een simulator gemaakt op humane overblijfselen met een ballonpomp in het hart.	<5 jaar ervaring
		Verbetering: Maar dat hebben we daarna niet veel meer gebruikt met trainingen omdat het toch wat bewerkelijk is.	<5 jaar ervaring
		Ja. Maar dat waren echt Duitse dingen.	>10 jaar ervaring
		Goed: Ik vond het allemaal primitief en alleen gefocust op het kloppen.	>10 jaar ervaring

Thema	Code	Citatie	surgeon
		Verbetering: De hemodynamiek en de interactie tussen handelingen en hemodynamiek. Eigenlijk de complexiteit van kloppend hart denkt iedereen oeee kloppend hart dan moet je heel goed mikken. Maar hij beweegt niet dus daar licht het niet aan. Het probleem is niet dat het klopt, het probleem is als het niet meer klopt. En dan is het ineens heel makkelijk om een anastomose te maken maar heb je daarna een probleem.	>10 jaar ervaring
Top 3 eisen simulator	Kloppend hart	Het moet de operatie goed kunnen nabootsen, dus dat het hart moet kloppen.	Geen ervaring
		het moet in ieder geval kloppen.	<5 jaar ervaring
		Je moet een kloppend hart kunnen simuleren.	<5 jaar ervaring
		beweging, dat is ja nummer 1. Het hart moet kloppen want anders is het geen off-pump simulator.	<5 jaar ervaring
		hij moet kloppen en dan moet er een stabiliserer bijzitten.	>10 jaar ervaring
		Dus niet alleen maar dat kloppend hart model.	>10 jaar ervaring
		wat je er in wilt hebben is een bewegend object waarop je moet kunnen hechten.	>10 jaar ervaring
	Hemodynamiek	Hemodynamiek moet erin zitten, het moet zo gebouwd worden dat je wel in de lastige posities werkt.	Geen ervaring
		De hemodynamiek, wederom.	Geen ervaring
		hemodynamiek moet je ook bij manipulatie van het hart kunnen zien zodat je weet als je dat doet dat je bij het manipuleren van het hart dat je de hemodynamiek stabiel houdt.	<5 jaar ervaring
		Toch op een 1 of andere manier bloeddruk verschillen kunt inbouwen. Dat is ook wel redelijk essentieel, daar gaat de hele off-pump over.	<5 jaar ervaring
		De positie van het hart en de hemodynamische veranderingen.	>10 jaar ervaring
		Waarbij manipulatie van het bewegend object verandering geeft in de hemodynamiek.	>10 jaar ervaring
		Er moet rekening gehouden worden met hemodynamische interacties.	>10 jaar ervaring
	Vloeistof in de coronairen	Dat er ook bloed uitkomt, nou niet bloed maar vloeistof waar je echt een shunt moet gebruiken of dat je echt de distale delen van het vat of proximaal dicht moet knijpen.	Geen ervaring
		Wat ik ook belangrijk vind is dat als je een coronair opent dat het bloed er ook echt uit spuit zoals bij een echte patiënt.	<5 jaar ervaring

Thema	Code	Citatie	surgeon
		Dus als je een shunt inbrengt onder dezelfde omstandigheden, dus niet als je een leeg vat hebt, dan kan iedereen een shuntje erin doen. Soms is het natuurlijk als het er enorm uit spuit dat het lastig is om daar een shunt in te krijgen.	<5 jaar ervaring
		Hoe je een CABG moeilijker kan maken als je bloed in je operatieveld hebt. Dus dat je bijvoorbeeld kunt simuleren dat je opent een coronaire en er komt bloed uit of gekleurd vocht die het zicht op het veld iets minder makkelijk maakt.	>10 jaar ervaring
		En dat je leert bijvoorbeeld een shunt gebruiken en hoe ermee omgaan als je niet goed kan zien.	>10 jaar ervaring
		En het zou ook naar mijn idee, ook met water voor de coronaire op een manier dat je leert de shunts in te brengen.	>10 jaar ervaring
	Anastomose maken	Wat denk ik belangrijk is, is dat je iets hebt wat lijkt op een hart waarbij je de anastomose kan maken.	Geen ervaring
		Op het kloppend hart de anastomose kunnen maken.	<5 jaar ervaring
		wat je erin wilt hebben is een bewegend object waarop je moet kunnen hechten.	>10 jaar ervaring
	Stabiliser gebruiken	Hij moet kloppen en dan moet er een stabiliser bijzitten.	>10 jaar ervaring
	Realistisch	Wat denk ik belangrijk is, is dat je iets hebt wat lijkt op een hart waarbij je de anastomose kan maken.	Geen ervaring
		Het moet lijken op een hart.	<5 jaar ervaring
		Als het ook nog een beetje levensecht is dan is dat mooi meegenomen.	>10 jaar ervaring
		Het moet natuurgetrouw zijn. Het moet met de werkelijkheid overeenkomen.	>10 jaar ervaring
	Positionering	Het moet natuurlijk zo bewegen en je moet er iets omheen hebben dat je zelf ook moeilijke hoeken hebt je moet je hart hierbij positioneren en daarbij moet je output kunnen verliezen in je simulator. Hemodynamiek moet erin zitten, het moet zo gebouwd worden dat je wel in de lastige posities werkt.	Geen ervaring
		En de positie moet hetzelfde zijn.	<5 jaar ervaring
		En hij moet gepositioneerd kunnen worden in bepaalde standen.	>10 jaar ervaring
		de positie van het hart en de hemodynamische veranderingen.	>10 jaar ervaring
	Goede feel	En dat je bijvoorbeeld qua materiaal toch redelijk de feel hebt dat het een hart is.	<5 jaar ervaring

Thema	Code	Citatie	surgeon
	Beperkte ruimte	Een ander object dat stil hangt, wat klein is dat binnen een beperkte ruimte, dat is een heel belangrijk deel van de technische vaardigheid.	>10 jaar ervaring
	Draagbaar	Draagbaar, dus het moet niet zo groot zijn als een operatiekamer, dan heb je een probleem. Je zou het kunnen neerzetten op een kamer kunnen plaatsen en kunnen verplaatsen.	>10 jaar ervaring
	Aritmieën	De herkenning van bewegingen en ritmestoornissen dat maakt je dat je bij de top 10 gaat horen.	>10 jaar ervaring
	Pericard	Bijvoorbeeld als je een diep stitch als je dat aan de onderkant doet heb je natuurlijk ook wel echt een pericard zijn waarbij je het echt kan optrekken bijvoorbeeld.	<5 jaar ervaring
	Groottes coronairen	Dat je soms tijdens de operatie, de kleine coronaire.	Geen ervaring
		Dan heb je vaak de vat open dan is het te groot of te klein dan komt hij er niet in, of te strak in. Dus eigenlijk zou je de coronair vaten in jouw simulatiemodel kunnen vervangen.	>10 jaar ervaring
	Alleen kunnen oefenen	Dat je het alleen kan oefenen. Want op OK ben je met zijn 2e maar het is heel moeilijk om tijdens werktijd iemand te vinden die met jou tijd heeft om dit 1 of 2 uur te gaan doen.	Geen ervaring
	Snel kunnen beginnen	Dus ik denk als je het alleen kan doen en de voorbereiding is kort dan gaan mensen er veel gebruik van maken.	Geen ervaring
	Scenario's	Ik denk dat de het vooral belangrijk is dat je verschillende niveaus kunt instellen.	Geen ervaring
		Het moet een aantal voorgeprogrammeerd scenario's kunnen bevatten. En het moet de mogelijkheid hebben om nieuwe scenario's te verzinnen. Want het is een spelletje als je een scenario 2,3 keer hebt gedaan. Stel dat je 10 scenario's kan bedenken en als je ze alle tien al een keer gedaan hebt, dan nog een keer gaat dan weet je precies de volgende keer en de werkelijkheid is dat nooit precies dezelfde dingen je gaat verassen. Daar heb je nooit een kant en klaar plan voor. Dus het moet modulair zijn.	>10 jaar ervaring
		En dan de scenario's. Dan moet je een aantal scenario's kunnen bedenken. En die moet je kunnen simuleren, willekeurig.	>10 jaar ervaring
		Er moeten onverwachte situaties optreden. En het liefste dat je dat uitvoert niet op een kamertje maar met publiek eromheen.	>10 jaar ervaring
	Endoscopisch	En ik vind een endoscoop met monitor ook handig om te leren endoscopisch te werken.	>10 jaar ervaring
		Als je zo'n model zou kunnen gebruiken en je varieert met de grootte van het hart of je kan zeggen ik tolereer niet meer want dan gaat de bloeddruk naar beneden.	>10 jaar ervaring

Thema	Code	Citatie	surgeon	
Voor wie bestemd	1 instructeur	Als je al 1 instructeur hebt die tegelijkertijd ook nog kan instrumenteren. Want zo veel heb je niet nodig voor alleen de anastomose zelf maken want daar richt je je dan vooral op en het positioneren van het hart. Dat doe je toch met name alleen en 1 assistent.	Geen ervaring	
		Het kan ook met een volledig OK-personeel, er hoeft natuurlijk geen perfusionist maar als de opleider in het begin aanwezig is of een ervaren chirurg met off-pump die dan een beetje kan sturen.	Geen ervaring	
		Vaak is het wel handig om 1 iemand erbij te hebben als assistent om de draadjes te geleiden.	<5 jaar ervaring	
		Ik zou zeggen met een assistent of met een collega.	>10 jaar ervaring	
		Een instructeur erbij zou wel handig zijn. Of een anesthesist.	>10 jaar ervaring	
	Zelfstandig	Als je dan een instructeur moet bellen die of van extern moet komen of een collega van je.	Geen ervaring	
		Ik denk dat het makkelijkst is eentje waar je zelf op kan oefenen.	<5 jaar ervaring	
		Ik denk zelf oefenen. Want uiteindelijk moet je wel dingen zelf proberen.	>10 jaar ervaring	
		Het zou mooi zijn als er een instructiefilmpje wordt meegeleverd wat de handelingen zijn. Want ik denk dat het goed is om het 1 keer gezien te hebben om terug te kunnen vallen maar verder zelfstandig geoefend kan worden.	>10 jaar ervaring	
	Zowel met instructeur als zelfstandig	Ik denk als iemand off-pump wil gaan doen en hij wil een simulator gebruiken is dat prima. Ik denk dat hij met een off-pump chirurg moet meekijken en dan zelf oefenen. En dan kijken of je progressie maakt.	<5 jaar ervaring	
		Als er bijvoorbeeld een OK uitvalt en je even wilt oefenen, dan is het gewoon prima om het zelf te doen. Vaak is het wel handig om 1 iemand erbij te hebben als assistent om de draadjes te geleiden. Maar je kunt je ook voorstellen dat je het uitgebreider aanpakt. Dat je een hele middag reserveert en met iets meer mensen, dat je een wat realistischere setting naboots.	<5 jaar ervaring	
	Feedback	Bloeddruk, met monitor	De hartslag, de extrasystole, de bloeddruk, alles wat we ook van de anesthesie meekrijgen, dat hele plaatje.	Geen ervaring
			Nou dus de bloeddruk, dus als die onder een bepaalde grens komt dat die dat aangeeft of dat je gewoon een curve ziet of een getal. Dat is denk ik het belangrijkste. Wil je liever een curve? Ja, dus liever een onder en bovendruk.	<5 jaar ervaring

Thema	Code	Citatie	surgeon
		Maar ik denk dat het ook goed is om te oefenen met de communicatie dus de beschermde bloeddruk te zien. Dat je geforceerd wordt continu naar een monitor te kijken terwijl je bezig bent. En dat je feedback krijgt.	<5 jaar ervaring
		Een monitor met de bloeddruk, of op je laptopje. Dat daar ook programma 1,2, tot gevorderde staat, dat er ook wel eens wat gekke dingen gebeuren zoals vf.	>10 jaar ervaring
		het mooiste is als dat realistisch is, zoals je dat bent gewend. ST-segmenten wat niet heel veel zegt. Bloeddruk, frequentie dat je hier een beetje mee kan spelen zou heel erg lollig zijn.	>10 jaar ervaring
	Bloeddruk, met getal	Continue bloeddruk, continue hartfrequente, en dat is het eigenlijk. Als ik een continu getalletje kan zien zal het voldoende zijn maar als je een continue meeting hebt of dat alleen getalletje laat zien of de curve dat is niet heel hoog.	>10 jaar ervaring
		Bloeddrukgegevens, Op een monitor is denk ik goed genoeg.	>10 jaar ervaring
	Bloeddruk met geluid	Je continue monitoren van je hemodynamiek heb je tijdens een operatie ook dus dat is als je compleet kantelt en je hebt geen output meer dan heb je binnen 20 seconde wel te horen dat je bloeddruk daalt. Dus dat ding moet wel een alarm geven als hij te laag wordt wat anders de anesthesist zou noemen.	Geen ervaring
		Je hoeft niet expliciet de bloeddrukken weer te geven. Ik denk dat met een simulator dat je hebt een bepaalde drempel. Stel je voor je houdt een mean aan van 60 of een systolische bloeddruk van laten we zeggen 100 dat als je onder dat getal komt dat je dan een piep hoort. En dan zeg je bij een mean van 40 dan hoor je piep en onder de piep dat het rood wordt of echt een alarm van pieeeep en dat houdt in dat je de patiënt aan het vermoorden bent.	<5 jaar ervaring
	Hartslag, met monitor	De hartslag, de extrasystole, de bloeddruk, alles wat we ook van de anesthesie meekrijgen, dat hele plaatje.	Geen ervaring
		het mooiste is als dat realistisch is, zoals je dat bent gewend. ST-segmenten wat niet heel veel zegt. Bloeddruk, frequentie dat je hier een beetje mee kan spelen zou heel erg lollig zijn.	>10 jaar ervaring
	Hartslag, frequentie	Continue bloeddruk, continue hartfrequente, en dat is het eigenlijk. Als ik een continu getalletje kan zien zal het voldoende zijn maar als je een continue meeting hebt of dat alleen getalletje laat zien of de curve dat is niet heel hoog.	>10 jaar ervaring
	Anastomose	Technische feedback. Of de steken beter kunnen of de anastomose mooier kan worden.	<5 jaar ervaring

Thema	Code	Citatie	surgeon
		Feedback op de anastomose kwaliteit dat kan met een video. Er is een website virtual anastomosis.nl. Die heeft een website, dan kan je een anastomose filmen en dan krijg je van hem feedback van hoe je het hebt gedaan. Dus dat kan dat je het opneemt en een expert ernaar kijkt. En technische feedback.	<5 jaar ervaring
Aanpasbaarheid simulator	Anatomische aanpassingen	Misschien zou je anatomische aanpassingen kunnen doen, dat je verder kunt draaien of iets andere hoeken hebt, ik bedoel, geen enkel hart is hetzelfde.	Geen ervaring
		Hoe je dat hart zelf maakt met de coronaire op de juiste plaats en de coronaire moeten vervangbaar zijn na een anastomose, dan kan je bedenken dat je verschillende groottes van coronaire kan toepassen. Als je ze toch moet vervangen elke keer.	<5 jaar ervaring
		De ruimte moet groter of kleiner kunnen worden. Als je komt met een hart dat klopt dat zou ik een normaal hart willen maar ook een groot hart. Om het echt even lekker moeilijk te maken. Kortom een hart dat bijna niks kan hebben. Dat je amper kunt luxeren. Waar je uiteindelijk dus ook heel weinig ruimte hebt. En daar waar je wel veel ruimte hebt en dat het stabiel is enzo.	>10 jaar ervaring
	Kamerdysfunctie	Ja, verschillende graden van kamerdysfunctie, waarbij dus de bloeddruk steeds lager wordt bij een verkeerde positie zeg maar in combinatie met een bepaalde degree van hemodynamische moeilijkheid, En dat kun je dus zelf kiezen hoe moeilijk je het wilt maken.	>10 jaar ervaring
	Hartslag	Een hart die onregelmatig klopt of extrasystole maakt. Te snel gaat, te traag gaat, dat soort effecten. Want soms ben je zo geconcentreerd aan het werk door een heel klein loopje en dan moet je heel snel merken hoe het hart gaat, het hart gaat nu anders kloppen. Dat je niet de hele tijd oefent op een 80 slagen per minuut. Hart maar dat je ook gewone variatie erin komen.	Geen ervaring
Hemodynamiek	Ik denk toch weer die hemodynamiek, dat we daarop terugkomen. Want je hebt verschillende keuzemogelijkheden op het paneel dat je bijvoorbeeld wat effusie geeft, of Trendelenburg dat je toch het hart moet repositioneren, dat soort zaken.	<5 jaar ervaring	

Thema	Code	Citatie	surgeon
	Operatie opbouwen	Ik denk dat je in het begin vooral wilt consenteren op de anastomose, daarna ook een stukje expositie, daarna een stukje hemodynamiek. Dat je een scherm in beeld krijgt en het gaat piepen als het niet goed gaat. En daarna ook wat gesnuis met aritmieën. En misschien dat je de eerste anastomose makkelijker is dat de Lima lad aan de voorkant, en na een tijdje moet je het hart ook in de thorax kunnen laten zakken.	Geen ervaring

Appendix C

Translated citations

The interviews were held in dutch while the thesis was written in English. The used citations in this thesis were translated to English. In table C the translated citations are showed with the corresponding original dutch citation.

Table C.1: Translation table for the used citations in this thesis.

Used cite in this thesis	original Dutch citation
studies for off-pump did not convince the department.	Omdat de onderzoeken voor off-pump heeft de vakgroep niet overtuigd denk ik.
Watch how to do it and then try at home	Daadwerkelijk zien hoe het moest was gewoon afkijken. En dan thuis proberen.
Directly in practice.	Meteen in de praktijk.
When the pump function of the ventricle is bad, one thinks it is not doable, a CPB needs to be used.	Als de kamer zo slecht pomptdat je denkt dit gaat niet lukken, dan moet je aan dehart-longmachine.
Tips and tricks.	Dat soort tips & tricks.
To make a practice setup as realistic as possible, as close to practice as possible. With all the circumstances that one can have with it.	Zo echt mogelijk oefenopstelling. Zo dicht mogelijk bij de praktijk. Met al die omstandigheden die je erbij kunt hebben.
The surgeon needs to do many things at the same time, not only making the stitches, but also keeping an eye on the hemodynamics, and communicating with colleagues. That is challenging because one uses many more brain-cells than during single-task performance.	Omdat de chirurgen heel veel dingen tegelijkertijd moeten doen, niet alleen de steekjes zetten maar ook de hemodynamiek in de gaten houden en ook communiceren met collega's. Dat is challenging omdat je veel meer hersencellen gebruiken als dat je alleen maar handelingen moet verrichten.
That one obstructs the coronary arteries.	Dat je de coronairen dicht maakt.
The largest risk is too fragile patients.	Het grootste risico is dat je patienten te kort doet.
In some way, one has to build-in blood pressure differences. It is essential. The whole of OPCAB surgery is about his.	Toch op een 1 of andere manier bloeddruk verschillen kunt inbouwen. Dat is ook wel redelijk essentieel, daar gaat de hele off-pump over.
Technical feedback; if the stitches can be improved, if the anastomosis can be better.	Technische feedback. Of de steken beter kunnen of de anastomose mooier kan worden.
One needs to call an external instructor or a colleague.	Als je dan een instructeur moet bellen die of van extern moet komen of een collega van je.

Appendix D

Adapted equations of the model

D.1 hydrostatic pressure

D.1.1 Tilting heart

Δp_{hh} is the calculated hydrostatic pressure when tilting the heart.

Flow to the left ventricle:

$$f_{lv}(t) = u(p_{la}(t) - p_{lv}(t) - \Delta p_{hh}(t)) \cdot \frac{p_{la}(t) - p_{lv}(t) - \Delta p_{hh}(t)}{R_{mv}} \quad (\text{D.1})$$

Flow to the Aorta:

$$f_{ao}(t) = u(p_{lv}(t) - p_{ao}(t) + \Delta p_{hh}(t)) \cdot \frac{p_{lv}(t) - p_{ao}(t) + \Delta p_{hh}(t)}{R_{mv}} \quad (\text{D.2})$$

Flow to the right ventricle:

$$f_{rv}(t) = u(p_{ra}(t) - p_{rv}(t) - \Delta p_{hh}(t)) \cdot \frac{p_{ra}(t) - p_{rv}(t) - \Delta p_{hh}(t)}{R_{tv}} \quad (\text{D.3})$$

Flow to the pulmonary artery:

$$f_{pa}(t) = u(p_{rv}(t) - p_{pa}(t) + \Delta p_{hh}(t)) \cdot \frac{p_{rv}(t) - p_{pa}(t) + \Delta p_{hh}(t)}{R_{pvpa}} \quad (\text{D.4})$$

D.1.2 Trendelenburg

Δp_{hb} is the calculated hydrostatic pressure when performing the Trendelenburg manoeuvre.

Flow to the Aorta:

$$f_{ao}(t) = u(p_{lv}(t) - p_{ao}(t) - \Delta p_{hb}(t)) \cdot \frac{p_{lv}(t) - p_{ao}(t) - \Delta p_{hb}(t)}{R_{mv}} \quad (\text{D.5})$$

Flow to the right atrium:

$$f_{ra}(t) = u(p_{isv}(t) - p_{ra}(t) + \Delta p_{hb}(t)) \cdot \frac{p_{isv}(t) - p_{ra}(t) + \Delta p_{hb}(t)}{R_{ra}} - u(p_{ra}(t) - p_{isv}(t) + \Delta p_{hb}(t)) \cdot \frac{p_{ra}(t) - p_{isv}(t) + \Delta p_{hb}(t)}{10 \cdot R_{ra}} \quad (\text{D.6})$$

D.2 Pressure on the heart

Adjustment of the transmural pressure of the right atrium:

$$p_{ra}(t) = e_{ra}(t)[v_{ra}(t) - UV_{ra}] + \left[\frac{F_{ra}(t)}{A_{ra}(t)} \right] \quad (\text{D.7})$$

Adjustment of the transmural pressure of the left atrium:

$$p_{la}(t) = e_{la}(t)[v_{la}(t) - UV_{la}] + \left[\frac{F_{la}(t)}{A_{la}(t)} \right] \quad (\text{D.8})$$

Adjustment of the transmural pressure of the right ventricle:

$$p_{rv}(t) = e_{rv}(t)[v_{rv}(t) - UV_{rv}] + \left[\frac{F_{rv}(t)}{A_{rv}(t)} \right] \quad (\text{D.9})$$

Adjustment of the transmural pressure of the left ventricle:

$$p_{lv}(t) = e_{lv}(t)[v_{lv}(t) - UV_{lv}] + \left[\frac{F_{lv}(t)}{A_{lv}(t)} \right] \quad (\text{D.10})$$

Appendix E

Adapted mathematical Model

E.1 Mathematical model

Elastance in the four heart chambers:

$$a_a(t) = \begin{cases} \sin [\pi t/T_{as}] & \text{for } 0 < t < T_{as} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (\text{E.1})$$

$$e_{la}(t) = Elamin + [Elamax - Elamin]a_a(t) \quad (\text{E.2})$$

$$e_{ra}(t) = Eramin + [Eramax - Eramin]a_a(t) \quad (\text{E.3})$$

$$a_v(t) = \begin{cases} \sin [\pi[t - T_{as} - T_{av}]/T_{vs}] & \text{for } T_{as} + T_{av} < t < T_{as} + T_{av} + T_{vs} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (\text{E.4})$$

$$e_{lv}(t) = Elvmin + [Elvmax - Elvmin]a_v(t) \quad (\text{E.5})$$

$$e_{rv}(t) = Ervmin + [Ervmax - Ervmin]a_v(t) \quad (\text{E.6})$$

Transmural pressures across the compliances:

$$p_{lv}(t) = e_{lv}(t)[v_{lv}(t) - UV_{lv}] + \left[\frac{F_{lv}(t)}{A_{lv}(t)} \right] \quad (\text{E.7})$$

$$p_{ao}(t) = E_{ao}[v_{ao}(t) - UV_{ao}] \quad (\text{E.8})$$

$$p_{sa}(t) = E_{sa}[v_{sa}(t) - UV_{sa}] \quad (\text{E.9})$$

$$p_{st}(t) = E_{st}[v_{st}(t) - UV_{st}] \quad (\text{E.10})$$

$$p_{esv}(t) = E_{esv}[v_{esv}(t) - UV_{esv}] \quad (\text{E.11})$$

$$p_{isv}(t) = E_{isv}[v_{isv}(t) - UV_{isv}] \quad (\text{E.12})$$

$$p_{ra}(t) = e_{ra}(t)[v_{ra}(t) - UV_{ra}] + \frac{F_{ra}(t)}{A_{ra}(t)} \quad (\text{E.13})$$

$$p_{rv}(t) = e_{rv}(t)[v_{rv}(t) - UV_{rv}] + \frac{F_{rv}(t)}{A_{rv}(t)} \quad (\text{E.14})$$

$$p_{pa}(t) = E_{pa}[v_{pa}(t) - UV_{pa}] \quad (\text{E.15})$$

$$p_{pv}(t) = E_{pv}[v_{pv}(t) - UV_{pv}] \quad (\text{E.16})$$

$$p_{la}(t) = e_{la}(t)[v_{la}(t) - UV_{la}] + \frac{F_{la}(t)}{A_{la}(t)} \quad (\text{E.17})$$

Flow rates:

$$f_{lv}(t) = u(p_{la}(t) - p_{lv}(t) - \Delta p_{hh}(t)) \cdot \frac{p_{la}(t) - p_{lv}(t) - \Delta p_{hh}(t)}{R_{mv}} \quad (\text{E.18})$$

$$f_{ao}(t) = u(p_{lv}(t) - p_{ao}(t) + \Delta p_{hh}(t) - \Delta p_{hb}(t)) \cdot \frac{p_{lv}(t) - p_{ao}(t) + \Delta p_{hh}(t) - \Delta p_{hb}(t)}{R_{mv}} \quad (\text{E.19})$$

$$\frac{df_{sa}(t)}{dt} = \frac{P_{ao}(t) - R_{sa}f_{sa}(t) - p_{sa}(t)}{L_{sa}} \quad (\text{E.20})$$

$$f_{st}(t) = \frac{p_{sa}(t) - p_{st}(t)}{R_{sart}} \quad (\text{E.21})$$

$$f_{esv}(t) = \frac{p_{st}(t) - p_{esv}(t)}{R_{sven}} \quad (\text{E.22})$$

$$f_{isv}(t) = \frac{p_{esv}(t) - p_{isv}(t)}{R_{sv}} \quad (\text{E.23})$$

$$f_{ra}(t) = u(p_{isv}(t) - p_{ra}(t) + \Delta p_{hb}(t)) \cdot \frac{p_{isv}(t) - p_{ra}(t) + \Delta p_{hb}(t)}{R_{ra}} - u(p_{ra}(t) - p_{isv}(t) + \Delta p_{hb}(t)) \cdot \frac{p_{ra}(t) - p_{isv}(t) + \Delta p_{hb}(t)}{10 \cdot R_{ra}} \quad (\text{E.24})$$

$$f_{rv}(t) = u(p_{ra}(t) - p_{rv}(t) - \Delta p_{hh}(t)) \cdot \frac{p_{ra}(t) - p_{rv}(t) - \Delta p_{hh}(t)}{R_{tv}} \quad (\text{E.25})$$

$$f_{pa}(t) = u(p_{rv}(t) - p_{pa}(t) + \Delta p_{hh}(t)) \cdot \frac{p_{rv}(t) - p_{pa}(t) + \Delta p_{hh}(t)}{R_{pvpa}} \quad (\text{E.26})$$

$$f_{pv}(t) = \frac{p_{pa}(t) - p_{pv}(t)}{R_{pt}} \quad (\text{E.27})$$

$$f_{la}(t) = u(p_{pv}(t) - p_{la}(t)) \cdot \frac{p_{pv}(t) - p_{la}(t)}{R_{la}} - u(p_{la}(t) - p_{pv}(t)) \cdot \frac{p_{la}(t) - p_{pv}(t)}{10 \cdot R_{la}} \quad (\text{E.28})$$

Volume balances:

$$\frac{dv_{lv}(t)}{dt} = f_{lv}(t) - f_{oa}(t) \quad (\text{E.29})$$

$$\frac{dv_{ao}(t)}{dt} = f_{ao}(t) - f_{sa}(t) \quad (\text{E.30})$$

$$\frac{dv_{sa}(t)}{dt} = f_{sa}(t) - f_{st}(t) \quad (\text{E.31})$$

$$\frac{dv_{st}(t)}{dt} = f_{st}(t) - f_{esv}(t) \quad (\text{E.32})$$

$$\frac{dv_{esv}(t)}{dt} = f_{esv}(t) - f_{isv}(t) \quad (\text{E.33})$$

$$\frac{dv_{ra}(t)}{dt} = f_{ra}(t) - f_{rv}(t) \quad (\text{E.34})$$

$$\frac{dv_{rv}(t)}{dt} = f_{rv}(t) - f_{pa}(t) \quad (\text{E.35})$$

$$\frac{dv_{pa}(t)}{dt} = f_{pa}(t) - f_{pv}(t) \quad (\text{E.36})$$

$$\frac{dv_{pv}(t)}{dt} = f_{pa}(t) - f_{pv}(t) \quad (\text{E.37})$$

$$\frac{dv_{ia}(t)}{dt} = f_{ia}(t) - f_{lv}(t) \quad (\text{E.38})$$

E.2 Parameters of the new model

Table E.1: Parameters for an adult [64].

Parameter description	Parameter name	Values	unit
Length of the heart	Lventricle	0.08	m
Gravitational acceleration	g	9.81	m/s^2
Blood density	ρ	1060	kg/m^3
Length of the body	Lhuman	1.71	m
Initial total blood volume	Vtotal	4740	mL
Heart rate	HR	70	bpm
Average interathoracic pressure	PTH	0	mmHg
Resistance to forward flow of the inflow tract LA	RLAIN	0.003	$mmHg \cdot mL^{-1} \cdot s$
Mitral valve resistance	RLAOUT	0.003	$mmHg \cdot mL^{-1} \cdot s$
Diastolic elastance LA	ELAMIN	0.12	mmHg/mL
Maximum systolic elastance LA	ELAMAX	0.28	mmHg/mL
Unstressed volume LA	VLAU	30	mL
Aortic valve resistance	RLV	0.008	$mmHg \cdot mL^{-1} \cdot s$
Diastolic elastance LV	ELVMIN	0.09	mmHg/mL
Maximum systolic elastance LV	ELVMAX	4	mmHg/mL
Unstressed volume LV	VLVU	60	mL
Elastance intrathoracic arteries	EITHA	1.43	mmHg/mL
Unstressed volume intrathoracic arteries	VITHAU	140	mL
Blood flow inertia extrathoracic arteries	LETHA	0.0007	$mmHg \cdot mL^{-1} \cdot s^2$
Resistance extrathoracic arteries	RETHA	0.06	$mmHg \cdot mL^{-1} \cdot s$
Elastance extrathoracic arteries	EETHA	0.556	mmHg/mL
Unstressed volume extrathoracic arteries	VETHAU	370	mL
Resistance systemic vessels	RSP	1	$mmHg \cdot mL^{-1} \cdot s$
Resistance extrathoracic veins	RETHV	0.09	$mmHg \cdot mL^{-1} \cdot s$
Elastance extrathoracic veins	EETHV	0.0169	mmHg/mL
Unstressed volume extrathoracic veins	VETHVU	1000	mL
Elastance intrathoracic veins	EITHV	0.0182	mmHg/mL
Unstressed volume intrathoracic veins	VITHVU	1190	mL
Resistance to forward flow of the inflow tract RA	RRAIN	0.003	$mmHg \cdot mL^{-1} \cdot s$
Tricuspid valve resistance	RRAOUT	0.003	$mmHg \cdot mL^{-1} \cdot s$
Diastolic elastance RA	ERAMIN	0.05	mmHg/mL
Maximum systolic elastance	ERAMAX	0.15	mmHg/mL
Unstressed volume RA	VRAU	30	mL
Pulmonic valve resistance	RRV	0.003	$mmHg \cdot mL^{-1} \cdot s$
Diastolic elastance RV	ERVMIN	0.057	mmHg/mL
Maximum systolic elastance RV	ERVMAX	0.49	mmHg/mL
Unstressed volume RV	VRVU	40	mL
Elastance pulmonary arteries	EPA	0.233	mmHg/mL
Unstressed volume pulmonary arteries	VPAU	50	mL
Resistance pulmonary peripheral vessels	RPP	0.11	$mmHg \cdot mL^{-1} \cdot s$
Elastance pulmonary veins	EPV	0.455	mmHg/mL
Unstressed volume pulmonary veins	VPVU	350	mL

LV = Left ventricle, RV = Right ventricle, LA = Left atrium, RA = right atrium.