

Aus dem Institut für Physiologie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Human Performance von Fallschirmspringern in großen Höhen
mit den Sprungverfahren
High Altitude High Opening (HAHO) und
High Altitude Low Opening (HALO)
in der realen Umgebung im Vergleich zur Ausbildung in der
Höhen-Klima-Simulationsanlage (HKS)

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Stefanie Michael

aus Blankenburg (Harz)

Datum der Promotion: 18.12.2020

Für Christian und meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	I
Diagrammverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis	VII
Abkürzungsverzeichnis	X
1. Zusammenfassung	1
1.1. Abstract	3
2. Einleitung	4
2.1. Historischer Hintergrund der Entwicklung des Fallschirmsprungs	4
2.2. Nutzung und Komplikationen heutiger Sprungverfahren im Militär	12
2.2.1. High Altitude Low Opening (HALO)	13
2.2.2. High Altitude High Opening (HAHO)	13
2.3. Atmosphärische Grundlagen	14
2.4. Auswirkungen der Atmosphäre auf den Organismus – Höhenphysiologie	16
2.4.1. Einteilung in physiologische Höhenzonen	16
2.4.2. Partialdruckdifferenz als Grundlage des Sauerstofftransports	17
2.4.3. Herz- und Atemfrequenz als Regulationsmechanismen	19
2.4.4. Sauerstoffmangel – Hypoxie	20
2.4.5. Sauerstoffbindungskurve (SBK)	22
2.4.6. Veränderungen der Körperkerntemperatur (KKT) und der Körperoberflächentemperatur (KOFT)	24
2.4.7. Windchill-Effekt	26
2.4.8. Druckfallkrankheit	27
2.4.8.1. Symptome	29
2.4.8.2. Therapie	29
2.4.8.3. Prophylaxe im Sprungdienst	30
2.4.9. Selbstrettungszeit	32
2.5. Technische Lösungsansätze – mobile Sauerstoff-Systeme – Höhenatmer	33
2.5.1. Sauerstoffsystem – OXYJUMP	33
2.5.2. Sauerstoffsystem – PHANTOM	35
2.6. Messsysteme für feldphysiologische Untersuchungen	36
2.7. Ziel der Arbeit	38
2.8. Hypothesen	39
3. Methodik	40
3.1. Aufbau des modularen physiologischen Messsystems – HealthLab	44
3.1.1. Basismodul Heally Flash Master (HFM)	44
3.1.2. Satellitenmodule	45
3.1.2.1. Herzfrequenz	45

3.1.2.2.	Sauerstoffsättigung.....	46
3.1.2.3.	Atemfrequenz	46
3.1.2.4.	Körperkerntemperatur (KKT)	47
3.1.2.5.	Hauttemperatur.....	48
3.1.2.6.	Lokalisation der Sensorik am Probanden	48
3.2.	Simulierte Ausbildung in der Höhen-Klima-Simulationsanlage (HKS).....	51
3.3.	Probandenauswahl und Zusammenstellung.....	54
3.4.	Erhebung der meteorologischen Daten	55
3.5.	Statistische Datenauswertung.....	56
3.5.1.	Darstellung der anthropometrischen Daten	56
3.5.2.	Darstellung der erhobenen Rohdaten	57
3.5.3.	Darstellung der erhobenen physiologischen Parameter	59
3.5.4.	Darstellung der Atemfrequenz-Daten.....	61
3.5.5.	Darstellung der erhobenen meteorologischen Daten.....	62
4.	Ergebnis- und Datenauswertung.....	63
4.1.	Auswertung der anthropometrischen Daten.....	63
4.1.1.	Kontrollgruppe HKS	63
4.1.2.	Gruppe - Eloy.....	64
4.1.3.	Gruppe - Coolidge.....	65
4.1.4.	Gruppe - Sawtooth.....	66
4.1.5.	Anthropometrische Daten im Gruppenvergleich	67
4.1.5.1.	Alter	67
4.1.5.2.	Body Mass Index (BMI)	68
4.1.5.3.	Gewicht.....	69
4.1.5.4.	Größe	70
4.2.	Auswertung der meteorologischen Daten	71
4.3.	Auswertung der physiologischen Parameter.....	72
4.3.1.	Kontrollgruppe – HKS	72
4.3.1.1.	Sauerstoffsättigungsverläufe	72
4.3.1.2.	Herzfrequenzverläufe	75
4.3.1.3.	Körpertemperaturverläufe.....	78
4.3.2.	Gruppe – Eloy.....	81
4.3.2.1.	Sauerstoffsättigungsverläufe	81
4.3.2.2.	Herzfrequenzverläufe	84
4.3.2.3.	Körpertemperaturverläufe.....	87
4.3.3.	Gruppe – Coolidge.....	90
4.3.3.1.	Sauerstoffsättigungsverläufe	90
4.3.3.2.	Herzfrequenzverläufe	93

4.3.3.3.	Körpertemperaturverläufe	96
4.3.4.	Gruppe – Coolidge: Besonderes Absetzverfahren.....	99
4.3.4.1.	Sauerstoffsättigungsverlauf	99
4.3.4.2.	Herzfrequenzverlauf	100
4.3.4.3.	Körpertemperaturverläufe	101
4.3.5.	Gruppe – Sawtooth	104
4.3.5.1.	Sauerstoffsättigungsverläufe	105
4.3.5.2.	Herzfrequenzverläufe	110
4.3.5.3.	Körpertemperaturverläufe	114
4.4.	Gruppenvergleich der Hypoxiephasen.....	121
4.5.	Gruppenvergleich der Temperaturverläufe	123
4.6.	Auswertung der Atemfrequenzen.....	125
5.	Diskussion.....	127
5.1.	Diskussion der Methoden	127
5.1.1.	Erfassung der Sauerstoffsättigung.....	127
5.1.2.	Erfassung der Herzfrequenz	128
5.1.3.	Erfassung der Körperoberflächentemperatur.....	129
5.1.4.	Erfassung der Körperkerntemperatur.....	129
5.1.5.	Erfassung der Atemfrequenz	131
5.2.	Diskussion der Ergebnisse	132
5.2.1.	Sauerstoffsättigungs-Ergebnisse	132
5.2.2.	Herzfrequenz-Ergebnisse	134
5.2.3.	Körpertemperatur-Ergebnisse.....	136
5.2.4.	Atemfrequenz-Ergebnisse	138
6.	Fazit	140
7.	Ausblick.....	141
8.	Literaturverzeichnis	144
9.	Eidesstattliche Versicherung.....	159
10.	Lebenslauf	160
11.	Danksagung.....	162

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Fallschirmskizze von Leonardo Da Vinci aus dem Jahr 1485 [4]	5
Abbildung 2: Nachbauten der Skizzen von Leonardo da Vinci [5].....	5
Abbildung 3: Flugversuch mit Da Vinci-Fallschirm durch den Briten Adrian Nicholas am 26. Juni 2000, hier im Vergleich zu einem modernen Flächenfallschirm links im Bild [6]	5
Abbildung 4: Fallschirmjäger der US Army beim Sprung mit T-10 Fallschirm, der auch von der Bundeswehr genutzt wird [10]	6
Abbildung 5: Der letzte Sprung während des Project Excelsior III [18]	10
Abbildung 6: Captain Joseph Kittinger im MC-3A Teildruckanzug [19]	11
Abbildung 7: Gasgesetz nach Dalton	14
Abbildung 8: „Einteilung der Erdatmosphäre nach unterschiedlichen Kriterien“ [28].	15
Abbildung 9: Fick’sches Diffusionsgesetz, P_1 =Gaspartialdruck in den Alveolen, P_2 =Partialdruck in der Kapillare, A=Durchtrittsfläche, d=Membrandicke, D=Diffusionskoeffizient.....	17
Abbildung 10: „Partialdruckveränderung für O ₂ und CO ₂ “ [28]	18
Abbildung 11: „Verminderung des Teildruckgefälles O ₂ bei abnehmendem Teildruck (schematisch)“ [28]	19
Abbildung 12: „Höhen, Höhengschwellen, Sauerstoffpartialdrücke und physiologische Zonen“ [28].....	20
Abbildung 13: Fallschirmspringer mit OXYJUMP-System beim Verlassen eines Luftfahrzeuges [53]	34
Abbildung 14: Schematische Darstellung OXYJUMP Aufbau [54]	34
Abbildung 15: Beispielkonfiguration des OXYJUMP [55]	35
Abbildung 16: Darstellung der Sauerstoffabgabe über OXYJUMP, kontinuierliche Abgabe entsprechend der Höhe [56]	35
Abbildung 17: „Schema mobiles physiologisches Labor – mobPhysioLab®“ [63]	42
Abbildung 18: HealthLab mit Master und mehreren Satelliten, Kabeln und entsprechenden Sensoren mit Datenauswertung über Laptop [63] ...	42
Abbildung 19: „Messsystem HealthLab mit Stromversorgung, einem Master und zwei Satelliten, an die die jeweiligen Sensoren angeschlossen werden, sowie einem dritten Satelliten zur Erfassung der Umweltparameter (Luftdruck, -temperatur und -feuchtigkeit)“ [38].....	43
Abbildung 20: „Feldtaugliches HealthLab®“ [63].....	43

Abbildung 21: Schematische Seitenansicht des Doppelsensors, Körperkerntemperatur (T_c), Hauttemperatur (Th_1), Temperatur der hautabgewandten Seite (Th_2), Wärmeübergangskoeffizient des menschlichen Gewebes(K_g), Wärmeübergangskoeffizient des Doppelsensors (K_s), seitlicher Hitzeverlust (K_{loss}), Temperatur außerhalb des Doppelsensors (T_{sa}) [71]	47
Abbildung 22: Beispielhafte Darstellung der Sensor-Verkabelung, die normalerweise unterhalb der Bekleidung verläuft.	50
Abbildung 23: Höhen-Zeit-Profil 25000ft [76]	51
Abbildung 24: HKS mit Probanden und Innenbegleiter (rechts im Bild) während der Voratemzeit.....	52
Abbildung 25: Monitoring/Überwachung außerhalb der Kammer [78].....	53
Abbildung 26: Innenraum Höhen-Klima-Simulationskammer mit Probandenplätzen [79].....	53
Abbildung 27: Prototyp einer smart-textile-Funktionskleidung.....	142

Diagrammverzeichnis

Diagramm 1: Druck- und Temperaturverlauf gemäß International Standard Atmosphäre (ISA) 1976.....	12
Diagramm 2: Sauerstoffsättigungskurve (Oxyhämoglobin) bei Atmung von (nicht O ₂ -angereicherter) Kabinenluft.....	23
Diagramm 3: Histogramme der Kontrollgruppe HKS (n= 24)	63
Diagramm 4: Histogramme der Gruppe Eloy (n=39).....	64
Diagramm 5: Histogramme der Gruppe Coolidge (n=6).....	65
Diagramm 6: Histogramme der Gruppe Sawtooth (n=6).....	66
Diagramm 7: Vergleich des Alters aller Gruppen	67
Diagramm 8: Vergleich des BMI aller Gruppen.....	68
Diagramm 9: Vergleich des Gewichts aller Gruppen.....	69
Diagramm 10: Vergleich der Größe aller Gruppen.....	70
Diagramm 11: Umgebungstemperaturen auf Absetzhöhe der einzelnen Gruppen...	71
Diagramm 12: Verlauf Median Sauerstoffsättigung auf 25.000ft.....	74
Diagramm 13: Verlauf Median Sauerstoffsättigung auf 15.000ft Gruppe A.....	74
Diagramm 14: Verlauf Median Sauerstoffsättigung auf 15.000ft Gruppe B.....	75
Diagramm 15: Verlauf Median Herzfrequenz auf 25.000ft	76
Diagramm 16: Verlauf Median Herzfrequenz auf 15.000ft Gruppe A.....	77
Diagramm 17: Verlauf Median Herzfrequenz auf 15.000ft Gruppe B.....	77
Diagramm 18: Verlauf Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur auf 25.000ft	79
Diagramm 19: Verlauf Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur auf 15.000ft Gruppe A.....	79
Diagramm 20: Verlauf Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur auf 15.000ft Gruppe B.....	80
Diagramm 21: Median Sauerstoffsättigung Gruppe A in Bezug zum Höhen-Zeit- Profil (grau gepunktet)	83
Diagramm 22: Median Sauerstoffsättigung Gruppe B in Bezug zum Höhen-Zeit- Profil (grau gepunktet)	83
Diagramm 23: Median Herzfrequenz Gruppe A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	86
Diagramm 24: Median Herzfrequenz Gruppe B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	86

Diagramm 25: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	89
Diagramm 26: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	89
Diagramm 27: Median Sauerstoffsättigung Gruppe 1 in Bezug zum Höhen-Zeit- Profil (grau gepunktet)	92
Diagramm 28: Median Sauerstoffsättigung Gruppe 2 in Bezug zum Höhen-Zeit- Profil (grau gepunktet)	92
Diagramm 29: Median Sauerstoffsättigung Gruppe 3 in Bezug zum Höhen-Zeit- Profil (grau gepunktet)	93
Diagramm 30: Median Herzfrequenz Gruppe 1 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	94
Diagramm 31: Median Herzfrequenz Gruppe 2 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	95
Diagramm 32: Median Herzfrequenz Gruppe 3 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	95
Diagramm 33: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe 1 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)	97
Diagramm 34: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe 2 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)	98
Diagramm 35: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe 3 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)	98
Diagramm 36: Median Sauerstoffsättigung Gruppe 4 in Bezug zum Höhen-Zeit- Profil (grau gepunktet)	100
Diagramm 37: Median Herzfrequenz Gruppe 4 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	101
Diagramm 38: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe 4 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)	103
Diagramm 39: Median Sauerstoffsättigung Gruppe HALO 12kft A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	107
Diagramm 40: Median Sauerstoffsättigung Gruppe HALO 12kft B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	107
Diagramm 41: Median Sauerstoffsättigung Gruppe HALO 18kft A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	108

Diagramm 42: Median Sauerstoffsättigung Gruppe HALO 18kft B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	108
Diagramm 43: Median Sauerstoffsättigung Gruppe HAHO 22kft in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	109
Diagramm 44: Median Sauerstoffsättigung Gruppe HALO 25kft in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	109
Diagramm 45: Median Herzfrequenz HALO 12kft A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)	111
Diagramm 46: Median Herzfrequenz Gruppe HALO 12kft B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)	111
Diagramm 47: Median Herzfrequenz Gruppe HALO 18kft A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)	112
Diagramm 48: Median Herzfrequenz Gruppe HALO 18kft B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)	112
Diagramm 49: Median Herzfrequenz Gruppe HAHO 22kft in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)	113
Diagramm 50: Median Herzfrequenz Gruppe HALO 25kft in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)	114
Diagramm 51: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe HALO 12kft A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	117
Diagramm 52: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe HALO 12kft B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	117
Diagramm 53: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe HALO 18kft A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	118
Diagramm 54: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe HALO 18kft B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	118
Diagramm 55: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe HAHO 22kft in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet).....	119

Diagramm 56: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe HALO 25kft in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)	120
Diagramm 57: Darstellung der berechneten Atemfrequenzen in einem Sprung aus 25.000ft.....	125
Diagramm 58: Darstellung der Atemfrequenzen in einem 500-Sekunden- Ausschnitt eines Sprungs aus 25.000ft.....	126

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Zusammensetzung der Erdatmosphäre; Gasteildrücke bezogen auf Meereshöhe [28,29]	14
Tabelle 2: Drücke gemäß International Standard Atmosphere ICAO 1993, DOC 4788/3 und Zuordnung physiologischer Zonen	15
Tabelle 3: Klassifizierung pulsoxymetrisch erfasster Sauerstoffsättigungswerte.....	21
Tabelle 4: Beispielhafte Darstellung der Windchill-Temperaturen. Bei blauen Feldern besteht die Möglichkeit, dass es innerhalb von 30 Minuten oder weniger zu Erfrierungen kommt. Erfrierungsgefahr besteht bei Erreichen einer Hauttemperatur von $-4,8\text{ }^{\circ}\text{C}$, ab der für etwa 5 % der Menschen Erfrierungen auftreten.	27
Tabelle 5: Voratemzeiten in Abhängigkeit zur Höhe	30
Tabelle 6: Selbstrettungszeiten entsprechend der korrespondierenden Höhe.....	32
Tabelle 7: Grundlegende Berechnungen der anthropometrischen Daten der Gruppe HKS (n=24)	64
Tabelle 8: Grundlegende Berechnungen der anthropometrischen Daten der Gruppe Eloy (n=39).....	64
Tabelle 9: Grundlegende Berechnungen der anthropometrischen Daten der Gruppe Coolidge (n=6).....	66
Tabelle 10: Grundlegende Berechnungen der anthropometrischen Daten der Gruppe Sawtooth (n=6).....	67
Tabelle 11: Ergebnisse des multiplen Vergleichs des Alters aller Gruppen	68
Tabelle 12: Ergebnisse des multiplen Vergleichs des BMI aller Gruppen	68
Tabelle 13: Ergebnisse des multiplen Vergleichs des Gewichts aller Gruppen.....	69
Tabelle 14: Ergebnisse des multiplen Vergleichs der Größe aller Gruppen.....	70
Tabelle 15: Darstellung der Gesamtdauer der Hypoxie sowie der Zeit bis zum Erreichen der niedrigsten SpO_2	73
Tabelle 16: Niedrigster Punkt der medianen Sauerstoffsättigung in der Höhen-Klima-Simulationskammer.....	73
Tabelle 17: Höchste Herzfrequenz unter Hypoxie.....	76
Tabelle 18: Mediane Werte von Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur an distalen Arm und Bein beidseits	78
Tabelle 19: Niedrigste mediane Sauerstoffsättigung mit korrespondierenden Höhen	82

Tabelle 20: Darstellung der medianen maximalen Herzfrequenz an markanten Punkten des Sprungablaufs	84
Tabelle 21: Körperkerntemperaturen (KKT) an markanten Punkten des Sprungablaufs	87
Tabelle 22: Niedrigste mediane Temperaturen der Körperoberfläche gemessen an distalen oberen und unteren Extremitäten beidseits	87
Tabelle 23: Körperoberflächentemperaturen (KOFT) an markanten Punkten des Sprungablaufs	88
Tabelle 24: Niedrigste mediane Sauerstoffsättigung vor Anschluss an das OXYJUMP-System mit korrespondierenden Höhen.....	90
Tabelle 25: Zeit der Wiederaufsättigung bis mindestens 96% SpO ₂ gemessen am Median mit korrespondierenden Höhen	91
Tabelle 26: Darstellung der medianen maximalen Herzfrequenz an markanten Punkten des Sprungablaufs	93
Tabelle 27: Körperkerntemperaturen (KKT) an markanten Punkten des Sprungablaufs	96
Tabelle 28: Niedrigste mediane Temperaturen der Körperoberfläche gemessen an distalen oberen und unteren Extremitäten beidseits	96
Tabelle 29: Körperoberflächentemperaturen (KOFT) an markanten Punkten des Sprungablaufs	97
Tabelle 30: Niedrigste mediane Sauerstoffsättigung vor Anschluss an das OXYJUMP-System mit korrespondierender Höhe	99
Tabelle 31: Zeit der Wiederaufsättigung bis mindestens 96% SpO ₂ gemessen am Median mit korrespondierender Höhe	99
Tabelle 32: Darstellung der medianen maximalen Herzfrequenz an markanten Punkten des Sprungablaufs	100
Tabelle 33: Niedrigste mediane Temperaturen der Körperoberfläche gemessen an distalen oberen und unteren Extremitäten beidseits	102
Tabelle 34: Körperoberflächentemperaturen (KOFT) an markanten Punkten des Sprungablaufs	102
Tabelle 35: Körperkerntemperaturen (KKT) an markanten Punkten des Sprungablaufs	102
Tabelle 36: Sprunganzahl mit entsprechenden Absetzhöhen und Sprungverfahren	104

Tabelle 37: Absetzhöhen mit Freifallstrecken und Schirmöffnungshöhen; Zeit bis 10.000ft Höhe, wo die Maske des OXYJUMP-Systems, sofern möglich, geöffnet werden konnte.....	105
Tabelle 38: Sauerstoffsättigungswerte an markanten Punkten im Sprungablauf und Hypoxiezeiten mit entsprechenden Höhen der Wiederaufsättigung bei 96%.....	105
Tabelle 39: Darstellung der medianen maximalen Herzfrequenz an markanten Punkten des Sprungablaufs	110
Tabelle 40: Körperkerntemperaturen (KKT) an markanten Punkten des Sprungablaufs	115
Tabelle 41: Mediane Exit-Temperaturen	116
Tabelle 42: Körperoberflächentemperaturen (KOFT) an markanten Punkten des Sprungablaufs	116
Tabelle 43: Niedrigste mediane Temperaturen der Körperoberfläche gemessen an distalen oberen und unteren Extremitäten beidseits	116
Tabelle 44: Gruppenvergleich der Entsättigung während der Hypoxie-Phasen mit Hilfe der AUC'	122
Tabelle 45: Mediane Temperaturen der HALO-Sprünge zum Zeitpunkt „Open Parachute“	123

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
AMST	Austria Metall Systemtechnik
ANOVA	Analysis of Variance
ATD	Anthropomorphic Test Devices
AUC	Area Under the Curve
BMI	Body-Mass-Index
CO ₂	Kohlenstoffdioxid
CSV	Comma-separated values
DCS	decompression sickness
DDR	Deutsche Demokratische Republik
EKG	Elektrokardiogramm
ETL	Extraction-Transforming-Loading
FE	Flächeneinheit
G-LOC	gravity-induced loss of consciousness
G _z	Beschleunigung entlang der Körper-Z-Achse
HAHO	High Altitude High Opening
HALO	High Altitude Low Opening
HFM	Heally Flash Master
HKS	Höhen-Klima-Simulationsanalge
HLCC	HealthLab Control Center
HZP	Höhen-Zeit-Profil
ICAO	International Civil Aviation Organisation
IIR	infinite impulse response
ILM	Institut für Luftfahrtmedizin

IQR	interquartile range
ISA	International Standard Atmosphere
JAG/TI	Joint Action Group on Temperature Indices
KKT	Körperkerntemperatur
KOFT	Körperoberflächentemperatur
LED	light-emitting diodes
LL/LTS	Luftlande- und Lufttransportschule
N ₂	Stickstoff
NATO	North Atlantic Treaty Organisation
NIRS	near-infrared spectroscopy
NTC	Negative Temperature Coefficient
pO ₂	Sauerstoffpartialdruck
SAT	Satellit
SD	secure digital
SpO ₂	periphere kapillare Sauerstoffsättigung
Tab.	Tabelle
TUC	Time of useful consciousness
USA	United States of America
USAF	United States Airforce
USB	Universal Serial Bus
USPA	United States Parachute Association
WCET	Wind Chill Equivalent Temperature
ZentrLuRMed	Zentrum für Luft- und Raumfahrtmedizin

1. Zusammenfassung

Der Traum vom Fliegen ist vielleicht so alt wie die Menschheit selbst und wird bereits in der Antike erzählt. Über viele Jahrhunderte wurde die Technik bis zum heutigen Stand weiterentwickelt. Im 15. Jahrhundert baute da Vinci eine Fallschirmkonstruktion, die im Weiteren zu Rundkappen führten, die automatisch öffnen und Sprünge aus großen Höhen ohne lebensbedrohliche Verletzungen zulassen. Heutige Standard-Flächenfallschirme können präzise gesteuert werden und ermöglichen ein Luftfahrzeug weit über 30.000ft zu verlassen. Diese Fähigkeiten führen wiederum zu anderen Gefahren, denn in dieser extremen Umwelt (geringer Sauerstoffpartialdruck und Kälte) ist ein Überleben ohne zusätzliche Ausrüstung nicht möglich. Daher wurden portable Sauerstoffgeräte und ein Kälteschutz entwickelt, die jedoch nur im Labor getestet werden konnten. Die Ergebnisse wurden in die reale Umgebung übertragen, wobei keine physiologischen Messungen erfolgten. Mit der Entwicklung des mobPhysioLab steht ein feldtaugliches Messsystem zur Verfügung, das Daten in der realen Umgebung aufzeichnen kann. Erstmals wurde das für Höhengsprünge notwendige Equipment unter den extremen Umweltbedingungen untersucht.

Dafür wurden Springer auf freiwilliger Basis rekrutiert, die unterschiedliche Sprungabläufe sowie Sprünge mit (bis 25.000ft) und ohne (bis 12.000ft) Sauerstoffversorgung absolvierten. Sie wurden mit dem mobPhysioLab instrumentiert, das sie bei der Durchführung des Fallschirmsprunges nicht beeinflusste. Die Ergebnisse zeigen, dass eine Sauerstoffversorgung auch schon bei 12.000ft erforderlich sein könnte, denn eine Entsättigung findet bereits in diesen geringen Höhen während des Anfluges statt. Die Körperoberflächentemperaturen zeigen eine signifikante Auskühlung der dem Freifall-Luftstrom ausgesetzten Extremitäten, zudem ist die Regenerationszeit, um wieder normale Hauttemperaturen zu erreichen, stark verlängert. Eine verminderte periphere Körpertemperatur schränkt nicht nur die Handlungsfähigkeit durch eine herabgesetzte Motorik während des Sprunges ein, sondern setzt die Fallschirmspringer nach der Landung einer erhöhten Gefahr aus, da sie verhältnismäßig schlechter in der Lage sind, ihre persönliche Ausrüstung schnell in Einsatzbereitschaft zu versetzen.

Die Ergebnisse zeigen, dass eine qualitativ hohe kontinuierliche Erfassung von physiologischen Daten mit Schwierigkeiten verbunden ist. Hier muss eine technische Weiterentwicklung erfolgen. Nichtsdestoweniger ist deutlich geworden, dass eine Versorgung mit Sauerstoff für jeden Springer bereits in Höhen von 12.000ft erfolgen

sollte und eine innovative Entwicklung von Bekleidung notwendig ist, um der Auskühlung effektiver entgegenwirken zu können.

1.1. Abstract

The dream of flying is possibly as old as the human being itself and was reported already in the ancient world. Hundreds of years, the technology was developed to the stand at present. In the 15th century, Leonardo da Vinci created a parachute further designed as a round canopy, which automatically opens and allows drops out of high altitude without life-threatening injuries. Present standard surface parachutes can be navigated precisely and allow to leave an aircraft at a height of more than 30.000ft. These possibilities retrieve other risks for surviving in such an extreme environment (low oxygen partial pressure and temperature) without additional equipment. Therefore, portable oxygen apparatus and protection against cold were created, but it was only possible to test them under laboratory conditions. These results were transferred into the real environment without carrying out physiological measurements. Based on the developed mobPhysioLab, a mobile measurement system is now available, which can record data in a live setting. So it was necessary to test the equipment for jumps under extreme conditions.

Therefore, volunteers were searched for several jumps (up to 25.000ft) with and without oxygen supply (up to 12.000ft). They were equipped with the mobPhysioLab without any influence on performing these jumps. The results show that an oxygen supply could be already necessary for a height of 12.000ft since a desaturation is already measurable at these low heights while reaching exit altitude. The temperatures of the body surface show a significant cooling of the extremities within the airstream of the freefall, and the time of regeneration to come back to normal skin temperatures is even much longer. A lower peripheral temperature of the body not only limits the ability to act due to reduced motor skills during the jump but also exposes skydivers to increased danger after landing, as they are less able to get their personal equipment ready for action quickly.

The results show that a high-quality continuous acquisition of physiological data is associated with difficulties. Here further technical development must take place. Nevertheless, it has become clear that a supply of oxygen for every jumper should already be provided at altitudes of 12.000ft and that an innovative development of clothing is necessary to be able to counteract cooling more effectively.

2. Einleitung

2.1. Historischer Hintergrund der Entwicklung des Fallschirmsprungs

Der Traum vom Fliegen ist vielleicht so alt wie die Menschheit selbst. In der griechischen Mythologie flohen Dädalus und Ikarus mit einem selbstgebauten Fluggerät aus der Gefangenschaft. Ikarus flog trotz der eindringlichen Warnung seines Vaters zu hoch, sodass sein Flugkonstrukt aus Federn und Wachs aufgrund der Nähe zur Sonne schmolz und er abstürzte [1], so die Legende. Wie man Flugobjekte gestalten und nutzen kann, wurde in China bereits vor circa 3000 Jahren getestet. Man baute Drachen aus Seide und hat damit erfolgreich Flugversuche unternommen. Diese wurden ursprünglich zu militärischen Zwecken verwendet. In chinesischen und japanischen Kriegsberichten tauchen Drachen als Werkzeuge zum Einschüchtern und Auskundschaften von Feinden auf. Es wurden Gegenstände an den Drachen befestigt, um Geräusche zu erzeugen, die Angst und Desorientierung auslösen sollten. Es gibt Berichte, wonach schon damals leistungsfähige Drachen gebaut wurden, die so stabil waren, dass Lasten und sogar Menschen, zunächst Gefangene als Versuchspersonen, transportiert werden konnten und dies in relativ großen Höhen [2]. Im Laufe der Zeit haben Drachen Einzug in die zivile Welt gefunden und werden heutzutage eher als Kunstobjekte oder Sportgeräte genutzt. Ungenau überliefert ist, wann diese Technologie in Europa angekommen ist. Schätzungen zufolge gelangte der Drachenbau im 12. bis 14. Jahrhundert in die westliche Welt. Die wohl berühmtesten ersten Ideen von Fluggeräten in Europa stammen aus dem 15. Jahrhundert von Leonardo da Vinci (1452 – 1519 [3]). Unter anderem fertigte er Skizzen von pyramidenförmigen Gebilden (Abb.1 und 2), die als Anfänge von Fallschirmkonstruktionen verstanden werden können.



Abbildung 1: Fallschirmskizze von Leonardo Da Vinci aus dem Jahr 1485 [4]

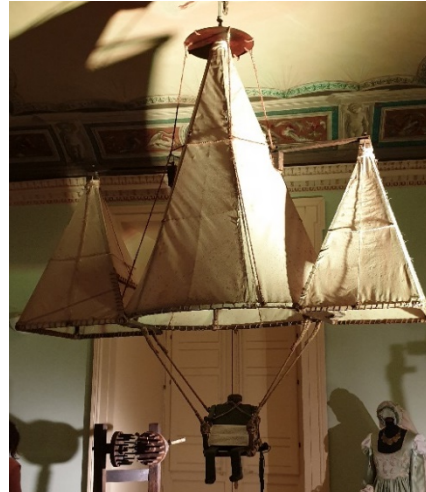


Abbildung 2: Nachbauten der Skizzen von Leonardo da Vinci [5]

515 Jahre nach dem Entwurf der Skizze wurde die grundsätzliche Flugtauglichkeit des Fallschirms durch den Briten Adrian Nicholas nachgewiesen, der am 26. Juni 2000, entgegen dem Rat einiger Experten, aus 3.000 m Höhe (9.843ft) von einem Heißluftballon ausgeklinkt wurde und damit absprang (Abb. 3). Jedoch wurde die pyramidenförmige Konstruktion im Verlauf der Entwicklung von Fallschirmen nicht wieder aufgegriffen oder weiterverfolgt, da die Flugeigenschaften dieses Konstrukts aufgrund einer erhöhten Pendelneigung alles andere als optimal waren.



Abbildung 3: Flugversuch mit Da Vinci-Fallschirm durch den Briten Adrian Nicholas am 26. Juni 2000, hier im Vergleich zu einem modernen Flächenfallschirm links im Bild [6]

Modernere Konstruktionen waren runde Kappen aus Seide, die sich als leichter, kompakter, stabiler und zuverlässiger erwiesen, da diese kein hölzernes Rahmenkonstrukt mehr benötigten.

Erste dokumentierte Absprünge aus Fluggeräten wie Ballonen, die durch eine Art Fallschirm überlebt wurden, stammen aus dem späten 18. Jahrhundert [7]. Die Deutsche Käthe Paulus (1868-1935 [8]) entwickelte am Ende des 19. Jahrhunderts Fallschirmsysteme, die gefaltet und verpackt als transportable Einheiten genutzt werden konnten. Dies kann als Startpunkt für eine frühe militärische Nutzbarkeit gesehen werden. Paulus selbst hat während des ersten Weltkrieges Rettungsfallschirme für Flugzeugführer aus Seide produziert.

In Westeuropa wurde „[...] der erste Massenabsprung durch italienische Fallschirmjäger am 06. November 1927 bei Cinisello aus einem Transportflugzeug vom Typ CA 73 der Regia Aeronautica durchgeführt“[9]. Die Fallschirme waren Systeme, die am Flugzeug befestigt waren und deren Öffnung nicht durch den Springer selbst ausgelöst wurden (Automatensprung). Der im System integrierte Fallschirm in Form einer sogenannten Rundkappe war nicht zielgenau steuerbar und konnte lediglich den Fall soweit abbremsen, dass der Aufprall nicht tödlich endete.



Abbildung 4: Fallschirmjäger der US Army beim Sprung mit T-10 Fallschirm, der auch von der Bundeswehr genutzt wird [10]

Relativ schnell wurden diese Entwicklungen weiter militärisch ausgebaut und die Aufstellung von Fallschirmjäger-Einheiten vollzogen. Zu Beginn war der Auftrag dieser Truppen einzig taktisch. Hierbei handelt es sich um eine enge Zusammenarbeit zwischen Luftlandeunternehmen und Bodentruppen [9]. Letztere werden bei dieser Art der Einsatzform mit einem Luftfahrzeug nah an oder hinter feindliche Linien verbracht, wobei eine Absetzhöhe von circa 130 m (427ft) als ideal galt. „Wenn ein Reservefallschirm mitgeführt wurde, wie etwa in der Sowjetunion und den USA, mussten die Übungssprünge aus einer Höhe oberhalb von 270 Metern durchgeführt werden, um einem in Notlage geratenen Springer Gelegenheit zu geben, seinen Reservefallschirm öffnen zu können.“[9] Unter Absetzhöhe versteht man die Flughöhe, aus der die Springer über eine Heckrampe oder Seitentür das Luftfahrzeug verlassen. Sowohl im Ersten als auch im Zweiten Weltkrieg war es das Ziel, Fallschirmjäger mit einem Fluggerät nah an die jeweiligen Einsatzgebiete heranzuführen. Hierbei war der einzelne Soldat nach dem Absetzen, also nach dem Verlassen des Transportmittels, nicht in großen Höhen, sondern meist zwischen 200 und 300 m (650 bis 980ft) und damit nicht lange den Witterungsverhältnissen ausgesetzt. Des Weiteren mussten die Fallschirme nicht individuell steuerbar sein, sondern lediglich als Rundkappen den freien Fall abbremsen, um im Idealfall bei Bodenkontakt schwerwiegende Verletzungen zu vermeiden und damit die Einsatzfähigkeit sicherzustellen. Bis heute zeichnen sich Fallschirmjägereinsätze durch „[...] Massenabsprünge aus geringer Höhe aus. Die Fallschirme werden beim Verlassen des Flugzeugs durch eine statische Aufziehleine geöffnet“[9]. Diese sogenannte „Static line“ ist an einem Ende fest mit dem Luftfahrzeug verbunden und am anderen verschließt sie mit einem Pin, der durch einen kleinen Loop gelegt ist, den Container der Hauptkappe des Gurtzeugs, das der Springer trägt. Nach dem Absprung strafft sich nach einem kurzen Fall die Leine und der Pin wird aus dem Loop gezogen, sodass sich die Hauptkappe entfalten kann. An diesem Verfahren hat sich seit 1927 in diesem Bereich der militärischen Nutzung nicht sehr viel geändert.

Im Verlauf des Zweiten Weltkriegs und vor allem zu Zeiten des Kalten Krieges rückten strategische Operationen zunehmend in den Fokus des militärischen Interesses. Der Unterschied zwischen taktischen Einsätzen und strategischen Operationen „[...] ist die Entfernung von den eigenen Linien“[9].

Kernaufgabe strategischer Operationen ist die unbemerkte Infiltration gegnerischer Gebiete und Informationsgewinn aus dem Hinterland. Hierzu ist es unabdingbar, dass

die Gruppen der jeweiligen Spezialkommandos unentdeckt, d.h. vor allem geräuschlos, aber auch lenkbar an ein vorher genau definiertes Ziel gelangen. Es musste daher eine Weiterentwicklung der bisherigen Systeme vollzogen werden. Deshalb wurden die Flächenfallschirme entwickelt, die einen Vorwärtsflug zulassen, um mehrere Kilometer Entfernung bis zum Zielgebiet zurücklegen zu können sowie eine exakte Steuerbarkeit bieten, damit Zielpunkte mit hoher Präzision erreicht werden.

Gleichzeitig wurden Fallschirme zunehmend in der Rettung von Piloten aus Flugzeugen verwendet. Durch die fortschreitende technische Entwicklung konnten Luftfahrzeuge immer höher und schneller fliegen und es gab wenig Erkenntnisse, wie der menschliche Körper und die bisher verwendete Technik in größeren Höhen als den bisher Angewandten funktioniert.

Aus diesem Grund führte die United States Air Force (USAF) in den 50er Jahren Sprungversuche mit Versuchspuppen im Rahmen der Operation „High Dive“ durch. Dort wurde festgestellt, dass die eingesetzten menschenähnlichen Crashtest-Dummies (Anthropomorphic Test Devices - ATD) regelmäßig während des Freifalls in ein Flachtrudeln, also einer Drehung um den Bauchnabel, mit bis zu 200 Umdrehungen pro Minute kamen, bei denen Kräfte bis weit über das 20-fache der Erdbeschleunigung an den Extremitäten und den Kopf auf den Körper einwirkten, ein Wert, der für einen Menschen tödlich ist [11]. Durch die zunehmende Drehbeschleunigung um den Körperschwerpunkt, der im Freifall auf Höhe des Bauchnabels liegt, wird das Blut entlang der z-Achse, die parallel zur Körperlängsachse verläuft, einerseits Richtung Kopf gedrückt (negative G_z) mit einem anzunehmenden konsekutiven Anstieg des intrakraniellen Drucks sowie einem Druckanstieg in den retinalen Gefäßen und andererseits in Richtung der distalen unteren Extremitäten (positive G_z) mit konsekutiver zentraler Hypoxie [12]. Diese Verlagerung des Blutvolumens entlang der Körperlängsachse kann über die Dauer das Flachtrudelns aufgrund der großen Freifallstrecken kardiovaskulär nicht ausreichend kompensiert werden und führt somit nach kurzer Zeit durch Stase zur Bewusstlosigkeit. Ein sogenannter „G-LOC“ (gravity-induced loss of consciousness) oder auch G-Kraft bedingter Bewusstseinsverlust ist bedingt durch die Blutvolumenverlagerung durch positive G_z -Kräfte. Ein sogenannter „Redout“ (rotsehen) ist bedingt durch negative G_z -Kräfte und am wahrscheinlichsten durch eine Verlagerung des Unterlides bedingt [13]. Allerdings kommt es entgegengesetzt der

Erwartung von intrakraniellen Hämorrhagien durch den Einfluss negativer G_z -Kräfte nicht zu cerebralen Blutungen, da der intrakranielle Druckanstieg in den ersten Sekunden der negativen G_z -Krafteinwirkung durch kardiovaskuläre Gegenregulationen gesenkt werden kann [12].

Ursächlich für das hohe Risiko, in ein Flachtrudeln zu geraten, ist der sehr geringe Luftwiderstand bei Sprüngen aus Höhen nahe bzw. aus der Stratosphäre [14]. Hierbei wirken beispielsweise bei 100 Umdrehung pro Minute ungefähr $-3,5 G_z$ auf den Organismus ein; die maximal tolerierbaren G-Kräfte für die Gefäße im Gehirn liegen bei $-3,0G_z$ [15].

Deshalb initiierte die USAF im Anschluss das Projekt „Excelsior“, dessen primäres Ziel die Erprobung eines neuen Mehrphasen-Fallschirmsystems war, das Absprünge aus großer Höhe ermöglichen sollte. Hierbei wird unmittelbar nach dem Absprung in großen Höhen ein kleiner Stabilisierungsschirm, der sogenannte Drogue, in den Luftstrom geworfen, der das oben genannte Flachtrudeln verhindert und somit die Freifallphase stabilisiert [16]. Gleichzeitig wurden während dieser Experimente auch medizinische Erkenntnisse gewonnen, da die Probanden aufgrund der extremen Höhe von bis zu 102.800ft Druckanzüge tragen mussten, die in dieser Form bisher nicht eingesetzt wurden. Das Tragen der Druckanzüge wurde notwendig, da mit dem Erreichen und Überschreiten von 63.000ft [12] der Umgebungsluftdruck mit 63 hPa so weit reduziert ist, dass der Siedepunkt des Wassers auf 37°C und damit auf Körpertemperatur reduziert wird. Weiterhin kommt es aufgrund des verringerten Umgebungsluftdrucks zum Ausperlen von Gasen in das Blut (Gasembolie) und Gewebe. Dieses Phänomen ist als Ebullismus bekannt und die Grenze wird als „Armstrong-Linie“ bezeichnet.

Der dritte Testsprung (Excelsior III) dieser Versuchsreihe, am 16. August 1960, erreichte weltweite Aufmerksamkeit, da er offiziell in das Guinness Buch der Rekorde als höchster Absprung aufgenommen wurde. Dabei wurde der Proband Captain Joseph Kittinger außerdem Temperaturen bis zu -70°C ausgesetzt [17]. Um diese extremen Bedingungen zu kompensieren, trug Kittinger einen modifizierten teilbedruckten MC-3A Druckanzug und zusätzliche Schichten Stoff, um ihn vor den extremen Temperaturen und dem niedrigen Umgebungsluftdruck zu schützen.



Abbildung 5: Der letzte Sprung während des Project Excelsior III [18]

Zusammen mit dem Fallschirmsystem verdoppelte sich hierdurch fast sein Gesamtgewicht, was zu einer deutlichen Einschränkung seiner Bewegungsfreiheit und damit seiner Gesamtperformance im Freifall führte. Kittinger erfuhr hierbei selbst die Auswirkungen des Flachtrudeln durch bis zu 120 Umdrehungen pro Minute, die auf ihn einwirkten, da er selbst aufgrund der angebrachten Zusatzausrüstung keine optimale Freifallposition einnehmen konnte und der Fehlöffnung seines Drogues ausgesetzt war [16]. Somit konnte er das einsetzende Flachtrudeln nicht stoppen und wurde durch die einwirkenden G_z -Kräfte bewusstlos.



Abbildung 6: Captain Joseph Kittinger im MC-3A Teildruckanzug [19]

Zur gleichen Zeit führte auch die Sowjetunion aus denselben oben genannten Gründen Versuche durch. So wurde am 1. November 1962 dem Russen Yevgeni Nikolayevich Andreyev der Guinness-Buch-Eintrag für den längsten Freifall aus 80.380ft zuerkannt [20].

Neben dem Militär gab es auch zivile Wagemutige, die sich an Sprünge aus großen Höhen wagten. Als Beispiel hierfür sei der Amerikaner Nick Piantanida zu nennen, der am 1. Mai 1966 in einer Höhe von circa 57.000ft [21,22] den Rekordversuch, noch in seiner Aufstiegs kapsel befindlich, notfallmäßig abbrach. Aufgrund eines technischen Defekts an seinem Druckanzug erlitt er in dieser Höhe eine rapide Dekompression, woraufhin er ins Koma fiel und letztendlich am 29. August 1966 an den Folgen einer Dekompressionskrankheit (Druckfallkrankheit) verstarb [21].

Die meisten der damals offiziell anerkannten Weltrekorde hatten bis 2012 Bestand. Der Österreicher Felix Baumgartner machte sich in Zusammenarbeit mit Red Bull im Rahmen des Projektes „Stratos“ daran, diese Weltrekorde zu brechen. Am 14. Oktober 2012 gelang es ihm, insgesamt 5 offizielle sowie inoffizielle Weltrekorde aufzustellen [23], unter anderem den mit einer Absetzhöhe von 127.852ft [24]. Der Amerikaner Alan Eustace brach am 24. Oktober 2014 einige der von Baumgartner aufgestellten Rekorde [25].

Die Belastungen, denen Fallschirmspringer in großen Höhen ausgesetzt sind, lassen sich am besten aus folgender Darstellung ableiten:

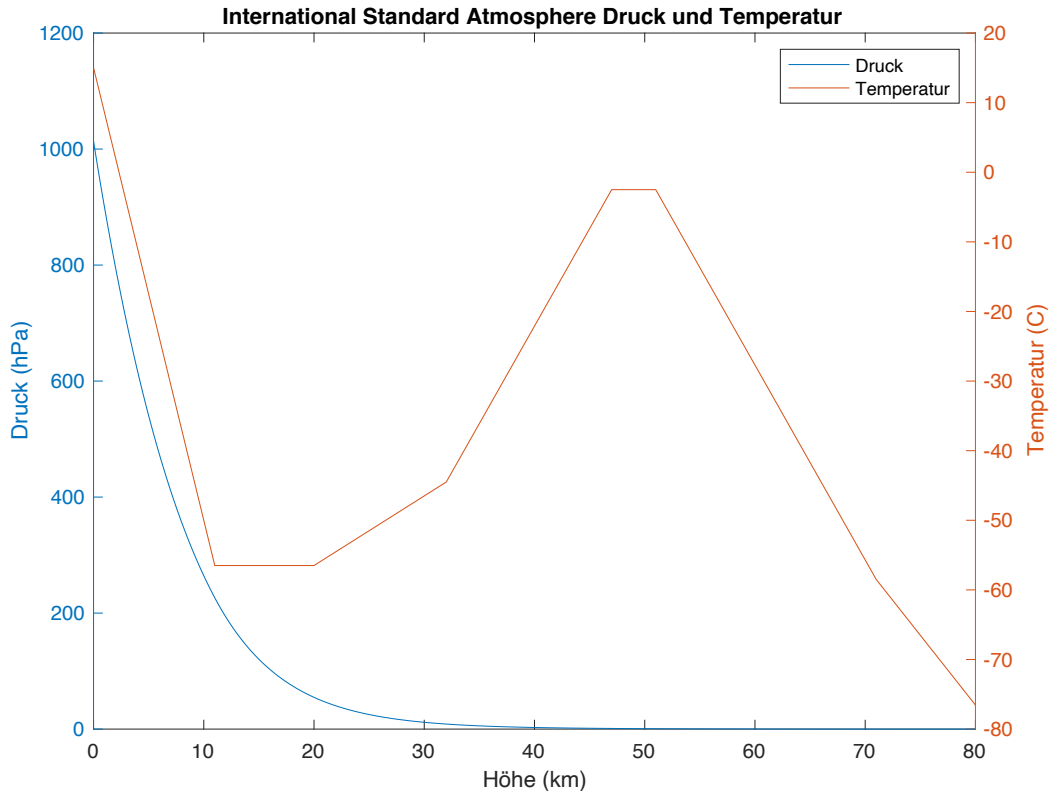


Diagramm 1: Druck- und Temperaturverlauf gemäß International Standard Atmosphere (ISA) 1976

Nicht nur sinkende Temperaturen wurden im Zuge der Weiterentwicklung zu einem Problem, sondern vor allem der durch den sinkenden Umgebungsdruck resultierende Sauerstoffmangel (Sauerstoffpartialdruck, hypobare Hypoxie, Punkt 2.4.4.) bei Sprüngen weit über 12.000ft.

2.2. Nutzung und Komplikationen heutiger Sprungverfahren im Militär

Militärische Fallschirmspringer werden im Regelfall unterhalb von 39.000ft Höhe abgesetzt, in Deutschland ist die maximale Absetzhöhe entsprechend der Zentralvorschrift *Der Fallschirmsprungdienst* auf 33.000ft begrenzt [26].

Für die militärische Nutzung haben sich vor allem für Fernspäh- und Kommandoeinheiten heutzutage die zwei folgenden Verfahren des militärischen Freifalls etabliert. Hierbei ist das Gurt- bzw. Schirmsystem nicht mehr fest mit dem Luftfahrzeug über eine „Static line“ verbunden, sondern der Schirm wird manuell durch den Springer bzw. Soldaten in einer vorher festgelegten Höhe geöffnet.

2.2.1. High Altitude Low Opening (HALO)

„Beim Freifallsprung im high altitude - low opening, abgekürzt HALO, überfliegt das Absetzflugzeug diese [die Landezone; Anmerkung der Autorin] in großer Höhe. Der Fallschirm wird nach dem Absprung in größerer Höhe manuell tief geöffnet“ [27]. Die maximale Absetzhöhe beträgt hier 33.000ft (10.058 m). Beim HALO-Verfahren liegt die durchschnittliche Öffnungshöhe des Schirms bei 4.921ft (1.500 m).

2.2.2. High Altitude High Opening (HAHO)

„Beim Gleiteinsatz, dem HAHO, befindet sich das Absetzflugzeug ebenfalls in großer Höhe weit entfernt von der geplanten Landezone. Die Springer gleiten nach sofortiger Öffnung auf die entfernt liegende Landezone zu“ [27]. Im Vergleich zum HALO-Verfahren wird die Schirmöffnung beim HAHO-Verfahren unter Umständen bereits in 33.000ft direkt nach dem Verlassen des Luftfahrzeugs durchgeführt.

Die Belastung für den Organismus des Springers während der Phase nach dem Absetzen, also nach dem Verlassen des Luftfahrzeugs, ist beim HAHO-Verfahren höher als beim HALO-Verfahren, da durch die deutlich frühere Öffnung des Fallschirms ein wesentlich längerer Aufenthalt des Springers in großen Höhen resultiert. Die hier vorhandenen Umweltfaktoren, wie Temperatur und Sauerstoffpartialdruck, belasten den Springer während dieses Verfahrens aufgrund der Dauer des Sprungauftrages potentiell mehr.

Beiden Verfahren, HAHO und HALO gemein ist, dass die Springer bzw. Soldaten die gleiche Zeit bis zum Erreichen der Absetzhöhe während des Fluges dem sinkenden Sauerstoffpartialdruck sowie der sinkenden Umgebungstemperatur, je nach Art des Luftfahrzeugs, ausgesetzt sind und somit im gleichen Maße einer möglichen körperlichen Beeinträchtigung aufgrund von Hypoxie unterliegen.

Aufgrund des mit zunehmender Höhe steigenden Risikos, eine Druckfallkrankheit zu erleiden, etablierte es sich, dass bei Sprungverfahren oberhalb von 12.000ft 100%iger Sauerstoff vorgeatmet wird und auch während des Fluges über eine Maske eine kontinuierliche Sauerstoffversorgung gegeben ist. Darüber hinaus wird den Springern über ein mobiles System nach dem Absetzen Sauerstoff angeboten. Bei der Bundeswehr ist dieses Verfahren in der o.g. Zentralvorschrift festgelegt.

2.3. Atmosphärische Grundlagen

Die Luft in unserer Atmosphäre ist ein Gemisch verschiedenster Gase. Bis zu einer Höhe von circa 90 km ist das prozentuale Verhältnis der einzelnen Bestandteile (Tab. 1) unverändert [28]. Jedoch verändern sich der Umgebungsluftdruck und die entsprechenden Partialdrücke mit steigender Höhe. Allerdings ist der Gesamtdruck p_{gesamt} entsprechend des Gasgesetzes nach Dalton gleich der Summe der einzelnen Partialdrücke p_i :

$$p_{gesamt} = \sum_{i=1}^k p_i$$

Abbildung 7: Gasgesetz nach Dalton

Elemente/ Verbindungen	Volumen [%]	Teildruck [hPa]
Stickstoff (N ₂)	78,08	791,15
Sauerstoff (O ₂)	20,95	212,28
Argon (Ar)	0,93	9,42
Kohlendioxid (CO ₂)	0,03471	0,3
Neon (Ne)	0,00182	0,1
Helium (He)	0,00052	
Methan (CH ₄)	0,0002	
Krypton (Kr)	0,00011	
Wasserstoff (H ₂)	0,00005	
Distickstoffoxid (N ₂ O)	0,00005	
Xenon (Xe)	0,00254	
Ammoniak		
Jod (J)		
Wasserstoffperoxid (H ₂ O ₂)		
Ozon (O ₃)		

Tabelle 1: Zusammensetzung der Erdatmosphäre; Gasteildrücke bezogen auf Meereshöhe [28,29]

Betrachtet man die unterste Schicht der Atmosphäre, die Troposphäre, so ergibt sich eine Obergrenze dieser an den Erdpolen bei 30.000ft und in Äquatornähe bei 60.000ft [28].

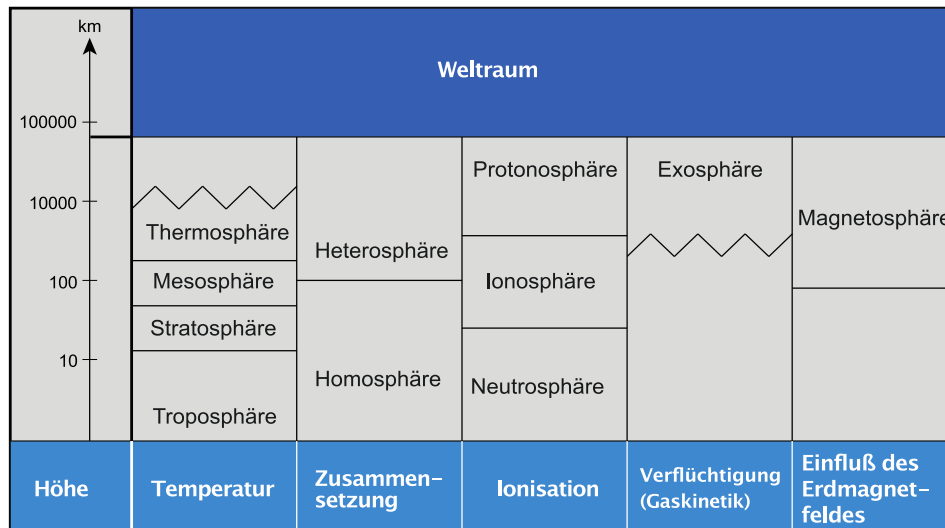


Abbildung 8: „Einteilung der Erdatmosphäre nach unterschiedlichen Kriterien“ [28]

Die maximale Absetzhöhe bei deutschen militärischen Sprungverfahren liegt bei 33.000ft [26] und ist somit je nach Durchführungsort nah am Übergang zur Stratosphäre. Aufgrund von entsprechenden Temperaturveränderungen (Reduktion um 2°C pro 1000ft gemäß internationaler Standardatmosphäre) und Abnahme des Luftdrucks, der auf Meeressniveau bei 1.013 hPa (p_{O_2} 213 hPa) liegt [30] und bei 18.00ft bereits um circa die Hälfte (506 hPa; p_{O_2} 106 hPa) reduziert ist, agieren die Springer in einer für den Organismus lebensbedrohlichen Umwelt.

Beispielhaft sind in der folgenden Tabelle (Tab. 2) bestimmte Höhen, die für diese Arbeit unter anderem relevant sind, mit den entsprechend korrespondierenden Werten von Umgebungsluftdruck sowie Sauerstoffpartialdruck der Atemluft dargestellt [28]:

Höhe [ft]	Umgebungsluftdruck [hPa]	Sauerstoffpartialdruck [hPa]	Physiologische Zonen
0	1013	213	
7000	782	164	Indifferenzzone
10000	697	146	
12000	645	135	Störschwelle
18000	506	106	Hälfte Umgebungsluftdruck MSL
20000	466	98	
22000	428	90	Kritische Schwelle
25000	377	79	
30000	302	63	

Tabelle 2: Drücke gemäß International Standard Atmosphere ICAO 1993, DOC 4788/3 und Zuordnung physiologischer Zonen

2.4. Auswirkungen der Atmosphäre auf den Organismus – Höhenphysiologie

Aufgrund der zunehmenden Höhe und den damit verbundenen Veränderungen der Umgebungsbedingungen, in denen sich der Mensch während Höhengängen aufhält, für den der Organismus ursprünglich nicht eingestellt ist, ergeben sich daraus Besonderheiten hinsichtlich der Umgebungsluft, des Luftdrucks, der Umgebungstemperatur und andere Faktoren, auf die im Folgenden eingegangen werden soll.

2.4.1. Einteilung in physiologische Höhenzonen

In der Flugmedizin wurden Zonen definiert (Abb. 12) [28], in deren Bereich physiologische Gegenregulationen des Organismus auf die Abnahme des Sauerstoffpartialdrucks in der Umgebungsluft und den daraus resultierenden Sauerstoffmangel vollständig greifen und damit den Sauerstoffmangel kompensieren können oder diese Gegenmaßnahmen nicht mehr effizient genug für das Überleben sind. Diese Reaktionen können der Anstieg der Herzfrequenz und konsekutiv eine Erhöhung des Herzminutenvolumens oder der Anstieg der Atemfrequenz sein.

So wurde die Indifferenzzone bis zu 7.000ft ausgehend von der Meereshöhe definiert. Hier reagiert der Körper indifferent, d.h. bis zu einer Höhe von 5.000ft ist ein Abfall der Sauerstoffsättigung des Blutes geringfügig und physiologisch bei einem gesunden Menschen nicht relevant. Bei 6.000 bis 7.000ft liegt die „Reaktionsschwelle“. Hier beginnt der Organismus, dem abfallenden Sauerstoffpartialdruck und damit dem geringer werdenden Druck-Konzentrations-Gradienten zwischen den Alveolen und den ihnen anliegenden Kapillaren sowie zwischen den Zellkompartimenten sauerstoffreiches Blut und Zielgewebe durch Anpassung von verschiedenen Parametern entgegen zu wirken. Durch eine Erhöhung der Atemfrequenz (Normwert beim Erwachsenen 12-18 min⁻¹ [31]) soll das Sauerstoffangebot in der Lunge erhöht werden. Eine Steigerung der Herzfrequenz (Normwert beim Erwachsenen 60-80 min⁻¹ [31]) und damit ein erhöhtes Herzminutenvolumen (Quotient aus kardial gepumpter Blutmenge in Litern pro Minute) sollen zu einer schnelleren Sauerstoffversorgung des peripheren Gewebes führen. Diese kompensatorischen Maßnahmen sind bis circa 10.000ft (hier ist das Ende der „Zone der vollständigen Kompensation“ definiert) effizient. Bis zu einer Höhe von 12.000ft kann nur noch in einem Zeitfenster von bis zu drei Stunden ein Ausgleich des sinkenden Sauerstoffpartialdrucks gewährleistet werden, die sogenannte „Störschwelle“. Über

12.000ft beginnt die „Zone der unvollständigen Kompensation“. Hier sind die physiologischen kompensatorischen Maßnahmen allein nicht mehr ausreichend und der Atemluft muss Sauerstoff zugeführt werden.

Hieraus ergibt sich die in der Zentralvorschrift *Der Fallschirmsprungdienst* vorgeschriebene Nutzung eines portablen Sauerstoffversorgungssystems bei Sprungverfahren ab einer Absetzhöhe von 12.000ft.

Ab 22.000ft, der sogenannten „kritischen Schwelle“, folgt die „tödliche Zone“, in der die Hypoxie nicht mehr mit dem menschlichen Leben vereinbar ist [28].

2.4.2. Partialdruckdifferenz als Grundlage des Sauerstofftransports

Um einen effektiven Gasaustausch zwischen Lunge, Blut als sauerstofftransportierendes Medium und den Zellen als Endabnehmer gewährleisten zu können, ist auf Grundlage der Diffusion ein Druckgradient essentiell. Das Fick'sche Diffusionsgesetz zeigt hierbei die Faktoren auf, von denen der Gasaustausch pro Zeiteinheit abhängig ist [31]:

$$\dot{V}_{Gas} = (P_1 - P_2) \times \frac{A}{d} \times D$$

Abbildung 9: Fick'sches Diffusionsgesetz, P_1 =Gaspartialdruck in den Alveolen, P_2 =Partialdruck in der Kapillare, A =Durchtrittsfläche, d =Membrandicke, D =Diffusionskoeffizient

„Da unter physiologischen Bedingungen lediglich die Partialdruckwerte variieren, fasst man den Term

$$\frac{A}{d} \times D$$

auch zu einem Proportionalitätsfaktor, der Diffusionskapazität D_L der Lunge, zusammen. Die Diffusionskapazität hängt also von der Diffusionsfläche und der Dicke der alveolären Membran ab.“ [31]

Damit eine fokussierte Abhandlung ermöglicht werden kann, soll sich im Folgenden nur auf den Sauerstoffpartialdruck und dessen Änderung bezogen werden.

Dieser beträgt auf Meereshöhe in den Alveolen der menschlichen Lunge nach der Einatmung von Umgebungsluft circa 137 hPa [28] und ist somit gegenüber der Umgebungsluft vom Ausgangswert bereits um 76 hPa reduziert. Durch die Differenz

zum arteriellen Blut (pO_2 arteriell circa 50 hPa) kommt es nun entlang des Druckgradienten zum passiven Übertritt von Sauerstoff aus der Lunge in das Blut durch die Erythrozytenmembran und wird im Erythrozyten am Transportprotein Hämoglobin gebunden. Ebenso erfolgt der Übertritt von Sauerstoff aus den roten Blutkörperchen heraus zur Zielzelle.

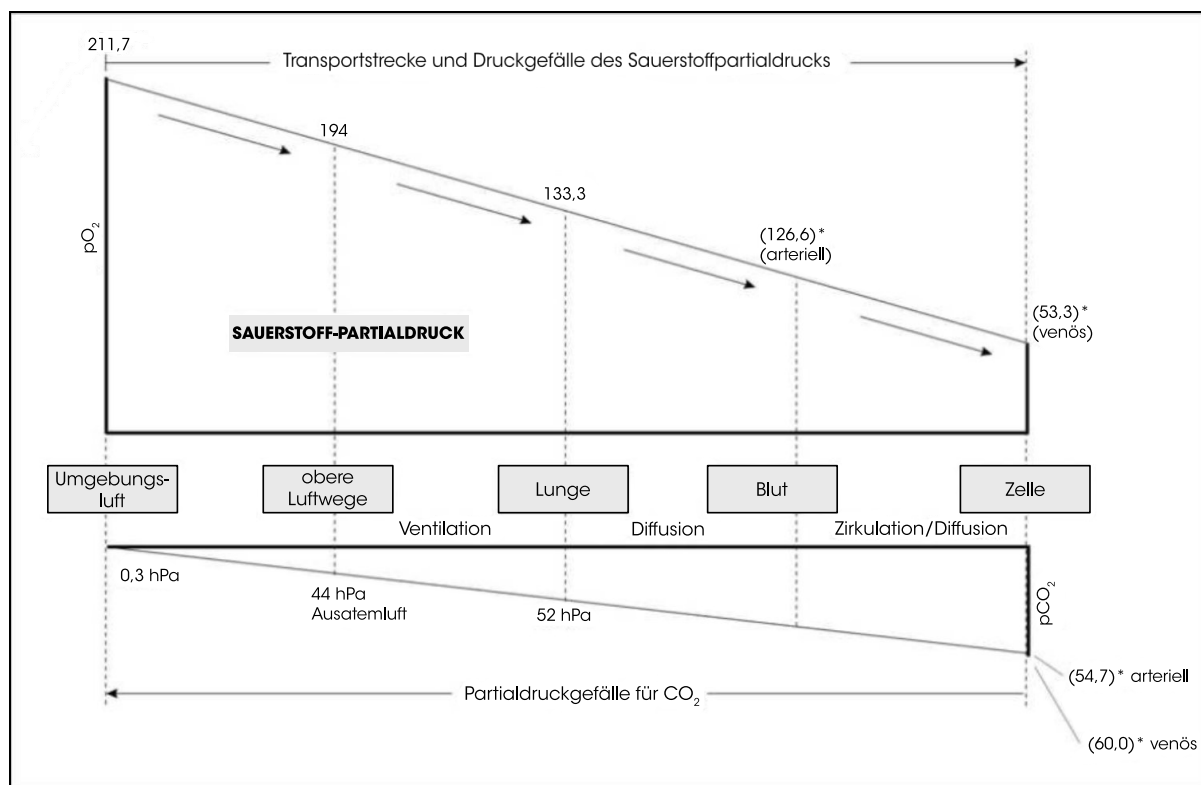


Abbildung 10: „Partialdruckveränderung für O_2 und CO_2 “ [28]

Nimmt nun der Umgebungsluftdruck bzw. Sauerstoffpartialdruck mit steigender Höhe ab, reduziert sich dementsprechend die Druckdifferenz zwischen Alveole und Blut, sodass ab 38.000ft der Sauerstoffpartialdruck dem der intrazellulären Gegebenheit entspricht.

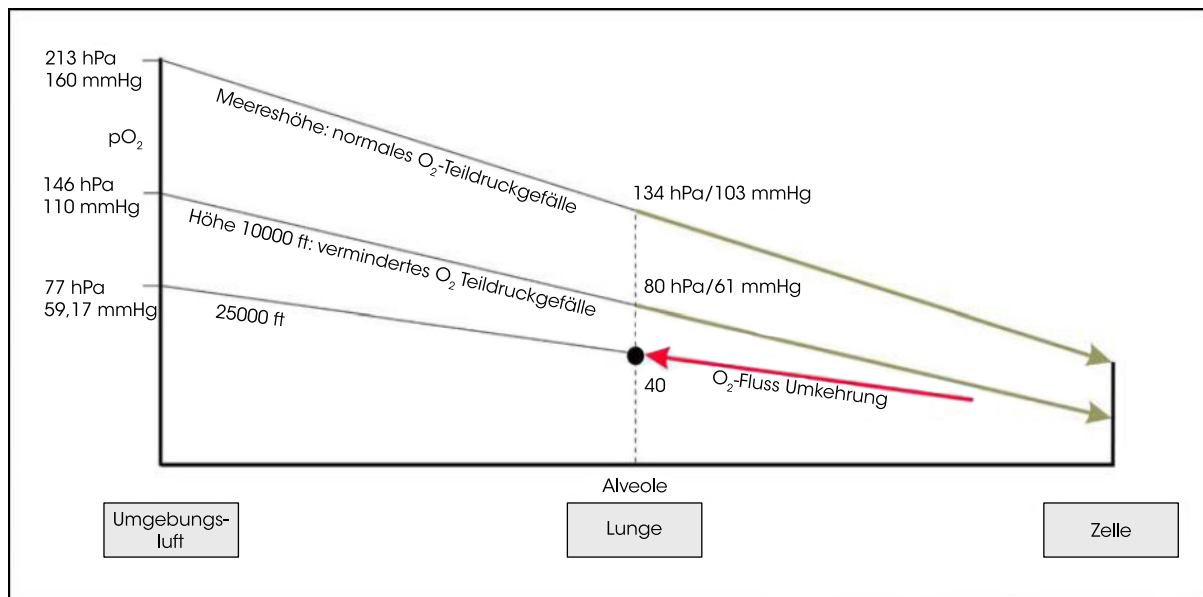


Abbildung 11: „Verminderung des Teildruckgefälles O_2 bei abnehmendem Teildruck (schematisch)“ [28]

Ab 38.000ft erfolgt die Diffusionsumkehr mit konsekutiver Sauerstoffabgabe aus dem Gewebe an das Hämoglobin bzw. aus dem Blut an die Alveole und damit an die Umgebung, da der Sauerstoffpartialdruck im Organismus ab dieser Höhe initial größer ist als in der Umgebungsluft.

Aufgrund dessen ist ein für diese Arbeit erhobener Parameter die Sauerstoffsättigung im Blut, die eine Beladung des Hämoglobins widerspiegelt, um eine Entsättigung bei zunehmender Höhe nachweisen zu können.

2.4.3. Herz- und Atemfrequenz als Regulationsmechanismen

Auf Meereshöhe und bei einem Luftdruck von 1.013 hPa mit einem Sauerstoffpartialdruck von 213 hPa beträgt die Sauerstoffsättigung des arteriellen Blutes circa 97% (SpO_2 Normbereich: 91-100% [32]). Diese Sättigung sinkt aus oben bereits beschriebenen Zusammenhängen bei zunehmender Höhe und abnehmendem Umgebungsdruck.

Dieses Phänomen der höhenbedingt zunehmenden Hypoxie kann der menschliche Organismus durch physiologische Regulationsmechanismen bis zu einem bestimmten Punkt entsprechend der unter 2.4.1. beschriebenen physiologischen Zonen durch den Anstieg der Herzfrequenz und damit des Herzminutenvolumens sowie der Atemfrequenz kompensieren.


Höhe [ft]	PO ₂ Atmosphäre	O ₂ -Sättigung [%]	Höhenschwellen	Physiologische Zonen	Fähigkeiten
38.000	44 hPa 33 mmHg	< 65	Kritische Schwelle	Tödliche Zone	Tod
22.000	90 hPa 67 mmHg			Kritische Zone	
12.000	135 hPa 101 mmHg	65 - 86	Beeinträchtigung	Inkomplette Kompensationszone	Abnahme der Fähigkeiten 
				Komplette Kompensationszone	
7.000	164 hPa 123 mmHg	86 - 93	Reaktions-schwelle	Indifferente Zone	Vollständige Kapazität
0	213 hPa 160 mmHg	93 - 98			

Abbildung 12: „Höhen, Höhenschwellen, Sauerstoffpartialdrücke und physiologische Zonen“ [28]

Damit ist eine Erfassung von Herz- und Atemfrequenz sowie deren Veränderung in Abhängigkeit von Höhe und Sauerstoffpartialdruck für diese Studie unabdingbar, um vor allem die Notwendigkeit einer effektiven Sauerstoffgabe aufzuzeigen.

2.4.4. Sauerstoffmangel – Hypoxie

Unter Hypoxie wird ein Missverhältnis zwischen Sauerstoffangebot und Sauerstoffbedarf verstanden. Hierbei wird das Zielgewebe im Organismus unzureichend mit Sauerstoff versorgt und kann im Extremfall in einem Gewebeuntergang enden, der mit dem Leben nicht vereinbar ist. Die hypoxiebedingten Symptome eines jeden Menschen können inter- als auch intraindividuell stark variieren; die häufigsten Sauerstoffmangelsymptome sind:

- Kribbelparästhesie in den Extremitäten
- Sehstörungen, insbesondere Beeinträchtigung des Farbsehvermögens
- Wärmeempfindungen vor allem im Bereich des Körperstamms
- Kälteempfindungen vor allem im Bereich der distalen Extremitäten
- Koordinationsstörungen
- gestörtes Auffassungsvermögen und herabgesetzte Urteilsfähigkeit
- Euphorie oder Apathie

Die Bewusstlosigkeit stellt einen nicht zu kompensierenden bzw. nicht selbstständig zu behebenden Zustand dar.

Jedes einzelne dieser Symptome und vor allem die Kombination aus verschiedenen kann während eines Sprungauftrages tödliche Konsequenzen haben, vor denen die Springer bzw. Soldaten bestmöglich zu schützen sind.

Die pulsoxymetrisch erfassten Sauerstoffsättigungswerte (Punkt 3.1.2.2.) werden wie folgt eingeteilt [32]:

SpO ₂ [%]	Klassifizierung
100 - 91	Normoxie
90 - 86	grenzwertige Hypoxie
85 - 71	schwere Hypoxie
<70	akute vitale Gefährdung

Tabelle 3: Klassifizierung pulsoxymetrisch erfasster Sauerstoffsättigungswerte.

Des Weiteren werden 4 unterschiedliche Arten der Hypoxie unterschieden [12,33]:

- **hypoxische Hypoxie**

In diesem Fall ist nicht ausreichend Sauerstoff in der Umgebungsluft vorhanden, um den Organismus adäquat zu versorgen. Diesbezüglich wird zwischen normobarer und hypobarer Hypoxie unterschieden.

Bei der normobaren Hypoxie wird der prozentuale Anteil am Sauerstoff der Umgebungsluft (Tab. 1) reduziert, indem beispielsweise der Prozentanteil von Stickstoff steigt. Der Gesamtluftdruck bleibt allerdings konstant, während bei der hypobaren Hypoxie der Sauerstoffpartialdruck in der Umgebungsluft durch zunehmende Höhe sinkt.

- **anämische Hypoxie**

Darunter wird eine unzureichend vorhandene Sauerstofftransportkapazität aufgrund von einem verminderten Hämoglobingehalt im Blut, zum Beispiel nach Blutverlust, verstanden. Der Referenzbereich [31] von Hämoglobin liegt für erwachsene Frauen bei 12-16 g/dl und für erwachsene Männer bei 14-18 g/dl. Des Weiteren kann das Hämoglobin durch Oxidationsprozesse des Fe²⁺ zu Fe³⁺ und damit die Umwandlung zu Methämoglobin dazu führen, dass eine

verminderte Sauerstofftransportkapazität bei nicht vermindertem Hämoglobingehalt zur Verfügung steht.

- **stagnierende Hypoxie**

Diese Art wird auch als zirkulatorische oder ischämische Hypoxie bezeichnet. Hierbei ist der Gasaustausch in der Lunge ungehindert und es besteht eine suffiziente Sauerstofftransportkapazität, aber das sauerstoffreiche Blut wird zum Beispiel durch den Einfluss von G-Kräften so verlagert, dass das Gewebe nicht mehr suffizient versorgt werden kann oder es kann aufgrund einer Verlegung von Gefäßen nicht an das Zielgewebe gelangen.

- **histotoxische Hypoxie**

Durch aufgenommene Toxine, zum Beispiel Zyankali, ist der Gasaustausch insbesondere auf zellulärer Ebene im Bereich des Cytochrom-Oxidase-Systems behindert, zum Teil sogar vollständig unterbrochen, was zu einem Sauerstoffmangel führt, der nicht auf eine insuffiziente Sauerstoffaufnahme in der Lunge zurückzuführen ist.

Somit ist speziell die hypoxische Hypoxie aufgrund des pO_2 -Abfalls bei zunehmender Flughöhe ein Problem, das es in der Flugmedizin zu vermeiden gilt, um einen sicheren Flug- oder Sprungablauf gewährleisten zu können.

2.4.5. Sauerstoffbindungskurve (SBK)

Das Hämoglobin ist in den Erythrozyten als Sauerstofftransportprotein enthalten und bindet an dem in ihm enthaltenen zweiwertigen Eisen Sauerstoff. „Die Affinität von Hämoglobin zu Sauerstoff wird durch die Bindung von Sauerstoff erhöht (kooperativer Effekt). Daraus resultiert der sigmoidale Verlauf der Sauerstoffbindungskurve. Dieser stellt sicher, dass in der Lunge nahezu alle Hämoglobinmoleküle mit Sauerstoff gesättigt werden und dass das Hämoglobin im Gewebe aufgrund der dort reduzierten Affinität den Sauerstoff relativ leicht wieder abgibt“[31]. Die nachfolgende Abbildung zeigt beispielhaft die nach Dash & Bassingthwaighte [34] berechneten Sauerstoffsättigungskurven in unterschiedlichen Temperaturbereichen ausgehend von einer T_{Ref} bei 37°C:

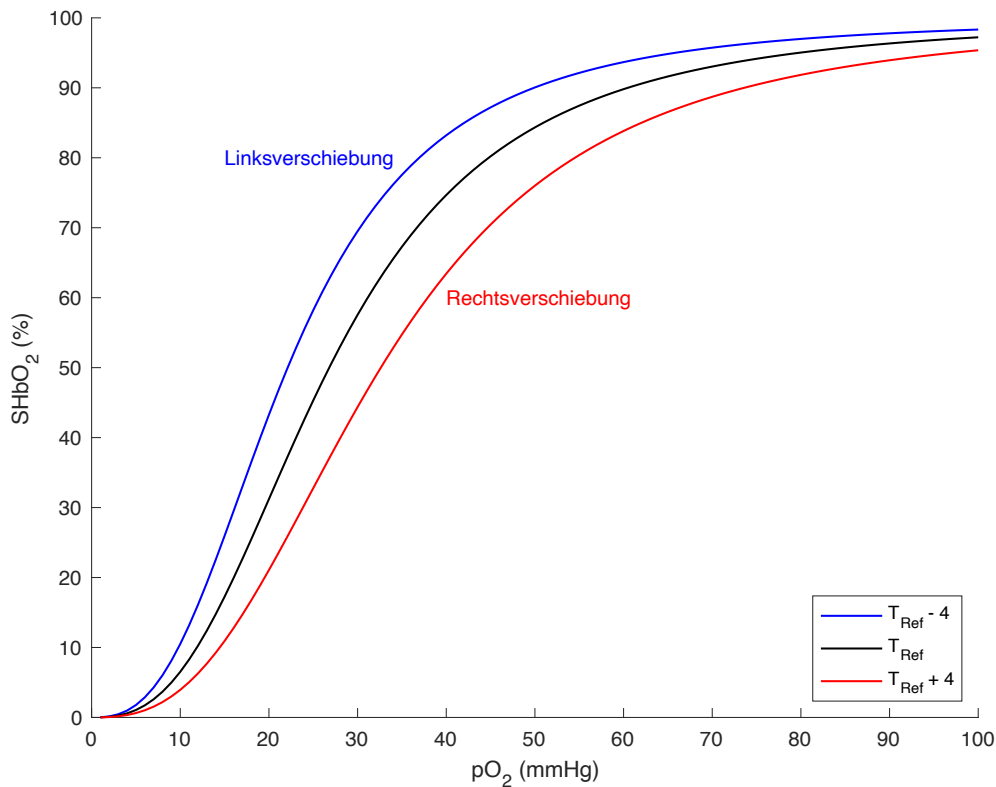


Diagramm 2: Sauerstoffsättigungskurve (Oxyhämoglobin) bei Atmung von (nicht O₂-angereicherter) Kabinenluft.

Diese Sauerstoffbindungsaffinität des Hämoglobins kann durch verschiedene Faktoren beeinflusst werden und äußert sich durch eine Links- oder Rechtsverschiebung der Sauerstoffbindungskurve. Dies wird als allosterische Modulation bezeichnet [31]. Folgende Faktoren sind hier beteiligt [28,31]:

▪ **Rechtsverschiebung:**

- Erhöhung der CO₂-Konzentration im Blut (Hyperkapnie)
- pH-Wert-Erniedrigung (Azidose)
- Temperaturanstieg (Hyperthermie)
- 2,3-Biphosphoglycerinsäure-Anstieg

▪ **Linksverschiebung:**

- Abfall der CO₂-Konzentration im Blut (Hypokapnie)
- pH-Wert-Erhöhung (Alkalose)
- Temperaturabfall (Hypothermie)
- 2,3-Biphosphoglycerinsäure-Abfall

Eine Rechtsverschiebung der Sauerstoffbindungskurve stellt eine verminderte Sauerstoffbindung am Hämoglobin dar und damit eine erleichterte Abgabe an das Gewebe.

Eine Linksverschiebung wiederum bedeutet eine stärkere Sauerstoffbindung an das Transportprotein und somit eine erschwerte Sauerstoffabgabe an das Gewebe.

In zunehmenden Höhen, bei fallendem Sauerstoffpartialdruck, sinkt neben der Umgebungstemperatur auch die CO₂-Konzentration im Blut, da eine physiologische Kompensation des Organismus zur Vermeidung einer Hypoxie unter anderem eine zunehmende Atemfrequenz und -tiefe ist. Der durch diese Hyperventilation resultierende Abfall des CO₂-Wertes bewirkt neben dem Absinken der Körpertemperatur, aufgrund der niedrigen Umgebungstemperatur, eine Linksverschiebung der Sauerstoffbindungskurve. Dies erscheint zunächst widersinnig, soll aber die Sauerstoffaufnahme durch eine gesteigerte Bindungsaffinität bei niedrigem Sauerstoffpartialdruck der Umgebungsluft in großen Höhen unterstützen. Die niedrige Umgebungstemperatur stabilisiert zusätzlich die Bindung zwischen Sauerstoff und Hämoglobin [31].

2.4.6. Veränderungen der Körperkerntemperatur (KKT) und der Körperoberflächentemperatur (KOFT)

Gemäß den atmosphärischen Grundlagen, sinkt die Umgebungstemperatur um circa 2°C pro 1000ft zunehmender Höhe. Ausgehend von der Temperatur der Standardatmosphäre, die auf Meereshöhe bei 15°C von der ICAO (International Civil Aviation Organization) festgelegt wurde, beträgt die Temperatur bei 18.000ft (hier Punkt der Halbierung des Umgebungsluftdrucks) um -21°C und in der maximalen Absetzhöhe von 33.000ft um -50°C.

Entsprechend der Sauerstoffbindungskurve führt unter anderem eine Verminderung der Körperkerntemperatur zu einer Linksverschiebung und konsekutiv zu einer erschwerten Abgabe von an Hämoglobin gebundenem Sauerstoff an die umliegenden Zielgewebe.

Die mittlere Körperkerntemperatur wurde mit einem Sollwert von 37°C von Carl Reinhold August Wunderlich (1815-1877 [35]) definiert [36], allerdings gibt es seit kurzer Zeit Empfehlungen, die durchschnittliche Körperkerntemperatur um 1,6% nach unten zu korrigieren, da nach einer Anpassung von Alter, Größe und Gewicht diese um 0,03°C pro Geburtsdekade abgenommen hat [37].

Aufgrund des Einflusses einer Temperaturänderung auf das Sauerstoffbindungsverhalten am Hämoglobin ist einer der zentralen Parameter, die erhoben wurden, die Körperkerntemperatur und die Temperatur der Körperoberfläche an Armen und Beinen. In Bezug auf die unterschiedlichen Sprungverfahren HAHO (Öffnen des Schirms in großer Höhe nach kurzer Freifallzeit) und HALO (Öffnen des Schirms in relativ niedriger Höhe nach längerer Freifallzeit) sind die Springer bzw. Probanden in unterschiedlichem Ausmaß den Temperaturverhältnissen und deren Veränderungen ausgesetzt. Bei einer Schirmöffnung in großen Höhen, zum Beispiel 30.000ft, ist der Springer den niedrigen Temperaturen seiner Umgebung länger ausgesetzt, erfährt aber weniger Einfluss bezüglich des Windchill-Effekts (Punkt 2.4.7.) als ein Springer, der in einer Höhe von 4.500ft seinen Schirm öffnet. Dieser ist jedoch durch die längere Freifallzeit bei weitem mehr der durch den Windchill-Effekt hervorgerufenen Auskühlung ausgesetzt [38]. Weiterhin unterliegen zunächst die Körperoberflächentemperaturen der distalen Extremitäten einem bedeutend größeren Einfluss durch den Windchill-Effekt als die Körperkerntemperatur.

Unter standardisierten Bedingungen und unter Ausschluss externer Einflussfaktoren beträgt die durchschnittliche Hauttemperatur an den distalen Extremitäten am anterioren Unterarm 32,4°C und am anterioren Unterschenkel 31,1°C. Diese Temperaturen sind unabhängig von Alter, Größe und Geschlecht [39].

2.4.7. Windchill-Effekt

Der Windchill-Effekt rückte erstmals zu Zeiten des Zweiten Weltkriegs in den Fokus der US-amerikanischen Streitkräfte. Diese haben zu dieser Zeit damit begonnen, Umweltbedingungen wie Temperatur oder Luftfeuchtigkeit in unterschiedlichen Regionen der Welt als relevant für die Einsatzfähigkeit ihrer Truppen anzusehen und veranlassten diesbezüglich die ersten Forschungen. „Der Windchill [...] beschreibt den Unterschied zwischen der gemessenen Lufttemperatur und der gefühlten Temperatur in Abhängigkeit von der Windgeschwindigkeit. Er ist definiert für Temperaturen unterhalb von ca. 10°C. Der Windchill-Effekt [...] wird durch die konvektive Abführung hautnaher und damit relativ warmer Luft und die damit einhergehende Erhöhung der Verdunstungsrate hervorgerufen. Die für den Phasenübergang des Wassers notwendige Energie wird dabei durch Wärmeleitung aus der Körperoberfläche abgezogen und kühlt diese dementsprechend ab. Der Wind hat daher die Wirkung, die Angleichung der Oberflächentemperatur des Körpers mit der Umgebungstemperatur der Luft zu beschleunigen, was Menschen als kühlend empfinden. [...] Eine besondere Bedeutung besitzt der Windchill in kalten und windigen Regionen der Erde, insbesondere in Arktis, Antarktis und in den Hochgebirgen [...]. Auch eine schnelle Bewegung des Menschen entspricht dabei einer hohen Windgeschwindigkeit [...]“ [40,41]. Äquivalent hierzu betrifft es den Freifall eines Fallschirmspringers. Bei einer Absetzhöhe von zum Beispiel 30.000ft, wie es bei HALO-Verfahren durchaus der Fall ist, herrscht eine Umgebungstemperatur um -44°C bei einer durchschnittlichen Fallgeschwindigkeit von circa 200 bis 250 km/h (dies entspricht 50-70 m/s). Damit ist die Abkühlung aufgrund des Windchill-Effekts für den Springer bzw. Probanden extrem relevant. Zur Verdeutlichung des Effekts dient Tab. 3. Sie beschreibt die gefühlte Temperatur des Windes (Wind Chill Equivalent Temperature, WCET) als Funktion von Temperatur und Windgeschwindigkeit. Grundlage der Berechnung ist die von der *Joint Action Group on Temperature Indices* (JAG/TI) entwickelte und im Jahr 2000 international standardisierte Berechnungsformel

$$T_{WC} = 13,12 + 0,6215 * T_a + (0,3965 * T_a - 11,37) * v^{0,16}$$

bei der T_{WC} die gefühlte Temperatur, T_a die Lufttemperatur in Grad Celsius und v die Windgeschwindigkeit in km/h auf einer fiktiven Höhe von 10 Metern definiert [42].

Die Formel wurde für einen Temperaturbereich von -46 bis +10°C und für Windgeschwindigkeiten von 1,3 bis 49,0 m/s entwickelt, die Potenz (0,16) übersetzt die ursprünglich angenommene Höhe des Windes von 10 m auf 1,5 m [43].

Windgeschwindigkeit	Lufttemperatur									
	10 °C	5 °C	0 °C	-5 °C	-10 °C	-15 °C	-20 °C	-30 °C	-40 °C	-50 °C
0 km/h	9,8	4,1	-1,6	-7,3	-12,9	-18,6	-24,3	-35,6	-47,0	-58,3
5 km/h	8,6	2,7	-3,3	-9,3	-15,3	-21,2	-27,2	-39,2	-51,1	-63,0
10 km/h	7,9	1,7	-4,4	-10,6	-16,7	-22,9	-29,1	-41,4	-53,7	-66,1
15 km/h	7,4	1,1	-5,2	-11,6	-17,9	-24,2	-30,5	-43,1	-55,7	-68,3
20 km/h	6,9	0,5	-5,9	-12,3	-18,8	-25,2	-31,6	-44,5	-57,3	-70,2
25 km/h	6,6	0,1	-6,5	-13,0	-19,5	-26,0	-32,6	-45,6	-58,7	-71,7
30 km/h	6,0	-0,7	-7,4	-14,1	-20,8	-27,4	-34,1	-47,5	-60,9	-74,2
40 km/h	5,5	-1,3	-8,1	-15,0	-21,8	-28,6	-35,4	-49,0	-62,7	-76,3
50 km/h	5,1	-1,8	-8,8	-15,7	-22,6	-29,5	-36,5	-50,3	-64,2	-78,0
60 km/h	4,4	-2,7	-9,8	-16,9	-24,0	-31,1	-38,2	-52,4	-66,6	-80,8
80 km/h	3,9	-3,4	-10,6	-17,9	-25,1	-32,4	-39,6	-54,1	-68,6	-83,1
100 km/h	3,3	-4,1	-11,5	-18,9	-26,3	-33,7	-41,1	-55,9	-70,7	-85,5
125 km/h	2,8	-4,7	-12,2	-19,8	-27,3	-34,8	-42,3	-57,4	-72,4	-87,5
150 km/h	2,4	-5,2	-12,9	-20,5	-28,1	-35,8	-43,4	-58,7	-74,0	-89,2

Tabelle 4: Beispielhafte Darstellung der Windchill-Temperaturen. Bei blauen Feldern besteht die Möglichkeit, dass es innerhalb von 30 Minuten oder weniger zu Erfrierungen kommt. Erfrierungsgefahr besteht bei Erreichen einer Hauttemperatur von -4,8 °C, ab der für etwa 5 % der Menschen Erfrierungen auftreten.

Aufgrund der oben beschriebenen Einschränkungen der WCET-Formel wurden diese in der Tab. 4 berücksichtigt. Daher endet der Wertebereich für v bei annähernd 49 m/s – weit entfernt von den maximal möglichen 70 m/s Freifallgeschwindigkeit eines Fallschirmspringers. Dies ist jedoch insofern unkritisch, da selbst bei der dargestellten Maximalgeschwindigkeit mit der oben angegebenen Beispieltemperatur von -44°C unzweifelhaft die starken physiologischen Auswirkungen für die Betroffenen ableitbar sind.

Bei beiden Verfahren HAHO und HALO sind die Springer einer Temperatursenkung ausgesetzt, die ihre Ausschöpfung des Sauerstoffangebots herabsetzt und damit eine eventuelle Reduktion ihrer Leistungsfähigkeit nach sich zieht. Hieraus ergibt sich die Notwendigkeit des Monitorings von Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur.

2.4.8. Druckfallkrankheit

Die Druckfall-, Dekompressions- oder Caissonkrankheit ist hauptsächlich aus der Tauchmedizin bekannt. Letztgenannte Bezeichnung hat einen historischen Hintergrund, da im 19. Jahrhundert Brückenarbeiter im Wasser unter Glocken mit

Sauerstoffzufuhr, sogenannten Caissons, gearbeitet haben und nach dem Auftauchen oft unter Gelenkschmerzen vor allem in den unteren Extremitäten litten [44,45]. Im deutschsprachigen Raum ist bezüglich der Krankheits- oder Symptombezeichnung nicht zu unterscheiden, ob die Ursache dafür Tauchgänge oder Aufenthalte in großen Höhen war. Im englischsprachigen Raum gibt es die Bezeichnung „Altitude Decompression Illness“ [46] nach Exposition in großen Höhen, auf die in dieser Arbeit im Folgenden eingegangen werden soll.

Zur sogenannten Dekompressions- oder Druckfallkrankheit auf dem Gebiet der Flugmedizin kommt es aufgrund von längeren Aufenthalten des menschlichen Organismus in großen Höhen mit niedrigem Umgebungsdruck oder aufgrund einer rapiden Dekompression wie bei einem massiven Druckverlust durch einen Defekt in der Flugzeugkabine oder eines Druckanzugs. Bei der rapiden Dekompression nimmt der den Organismus umgebende Luftdruck massiv und schnell ab.

Beiden Situationen ist gemeinsam, dass der Umgebungsluftdruck sinkt bzw. zu niedrig ist und entsprechend dem Gasgesetz nach Henry der vorher im Körper gelöste Stickstoff dadurch als Gas ausperlt. „Nach dem Henry-Gesetz steht die Menge eines in Flüssigkeit gelösten Gases in direktem Verhältnis zum Partialdruck des Gases über der Flüssigkeit“ [44].

Somit lässt sich das Gasgesetz durch die folgende Formel

$$Q_2 = \frac{P_2 * Q_1}{P_1}$$

mit Q_1 , Q_2 als die gelöste Gasmenge bei den dazugehörigen Drücken P_1 und P_2 darstellen. Nimmt also der über einem gelösten Gas herrschende Umgebungsdruck ab, kommt es zum Ausperlen des vorher in Lösung befindlichen Gases, was unter anderem zu einer Gasembolie der Lunge und/oder des Gehirns führen kann und somit potentiell lebensbedrohend ist. Das Risiko eine Dekompressions- oder Druckfallkrankheit zu erleiden, ist ab einer Höhenexposition über 18.000ft gegeben [46].

2.4.8.1. Symptome

Ein Vorhandensein von Gasbläschen im Blutkreislauf allein definiert noch keine Dekompressionskrankheit, hierfür müssen die im Folgenden beschriebenen Symptome vorhanden sein, diese werden in zwei Gruppen eingeteilt [47,48]:

- **Druckfallsymptome - Typ 1**

Die Patienten berichten von starken Schmerzen vor allem im Bereich der großen Gelenke wie zum Beispiel Ellenbogen- oder Kniegelenk aufgrund von Stickstoff-Gasansammlungen im Gelenkspalt. Betroffene halten zur Entlastung die schmerzenden Gelenke in Beugestellung, weshalb diese Symptome auch als „bends“ bezeichnet werden. Des Weiteren leiden Patienten unter Kribbelparästhesien, da es auch zu kleinen N₂-Gasblasenansammlungen im Unterhautfettgewebe kommt. Kratzen oder Reiben in diesen Bereichen führt allerdings zu einer Progredienz, da die Gasbläschen durch die mechanische Manipulation verteilt werden.

- **Druckfallsymptome - Typ 2**

Aufgrund von cerebralen Ansammlungen von N₂-Gasbläschen leiden die Patienten unter neurologischen Störungen, wie zum Beispiel Verwirrtheit, sensible Defizite, Lähmungserscheinungen oder Bewusstseinsstörungen. Bei Auftreten von pulmonalen Gasembolien sind trockener Husten, Brustschmerz und Luftnot die Folge.

Die Einteilung der Symptome in diese zwei Typen beruht auf der Grundlage des jeweiligen Ansprechverhaltens gegenüber einer Behandlung [47].

2.4.8.2. Therapie

Eine suffiziente Therapie besteht bei Typ 1 in der Gabe von 100%igem Sauerstoff, während bei Typ 2 eine schnelle Verbringung der betroffenen Person in eine Überdruckkammer zwingend erforderlich ist. Dort erfolgt eine hyperbare Sauerstofftherapie mit dem Ziel, die Stickstoffbläschen aus dem Gewebe wieder ins Blut in Lösung zu bringen [48].

2.4.8.3. Prophylaxe im Sprungdienst

Wie aus der oben gezeigten Tab. 1 zu entnehmen ist, ist der Hauptbestandteil des Umgebungsluftgasgemisches mit circa 78% Stickstoff und somit auch im Organismus in gelöster Form vorhanden. Um eine Dekompressionskrankheit nach Sprüngen oberhalb von 12.000ft zu vermeiden bzw. deren Risiko zu minimieren, hat es sich bewährt, eine Voratmung mit 100%igem Sauerstoff vorzunehmen, damit der Stickstoffanteil im Blut reduziert wird. Dabei wird der alveoläre pO_2 auf 100% erhöht, sodass entsprechend der Druckdifferenz als Grundlage der Diffusion der im Blut gelöste Stickstoff in die Alveolen übergeht, abgeatmet und somit reduziert werden kann. Dieser Vorgang wird als Denitrogenisation bezeichnet.

Als Höhensprünge gelten innerhalb der Bundeswehr gemäß der Zentralvorschrift *Der Fallschirmsprungdienst* alle Sprünge oberhalb von 13.000ft [26]. Hierbei sind unterschiedliche Voratemzeiten von 100%igem Sauerstoff in verschiedenen Absetzhöhen vorgeschrieben und umzusetzen. Weiterhin hat eine Sauerstoffversorgung während des Steigfluges und im Freifall sowie während der Schirmfahrt bis 10.000ft über eine Sauerstoffmaske, die sowohl Mund als auch Nase abdeckt, zu erfolgen. Hierzu erhalten die Springer mobile Höhenatemgeräte mit eigener Sauerstoffversorgung, die in der Phase des Freifalls und der Schirmfahrt genutzt werden [26]. Während des Steigfluges im Flugzeug erhalten die Fallschirmspringer den notwendigen Sauerstoff über eine Sauerstoffquelle, die mit dem Luftfahrzeug mitgeführt wird (sog. Aufstiegsflaschen). Erst vor dem Exit, also vor dem Verlassen des Luftfahrzeuges, wird auf die mobile Sauerstoffversorgung gewechselt. Innerhalb der Bundeswehr sind folgende Parameter in Bezug auf die Voratemzeit vorgegeben [26]:

Absetzhöhe [ft]	Voratemzeit [min]
< 12.000	keine
12.000 - 18.000	15
18.000 - 25.000	30
25.000 - 30.000	45
> 30.000	60

Tabelle 5: Voratemzeiten in Abhängigkeit zur Höhe

Diese Voratemzeiten orientieren sich an dem *Standardization Agreement (STANAG)* "FUNCTIONAL REQUIREMENTS FOR PHYSIOLOGICAL PROTECTION DURING

HIGH ALTITUDE PARACHUTING OPERATIONS” [49] der NATO (North Atlantic Treaty Organization).

James T. Webb und Andrew Pilmanis veröffentlichten im Januar 2005 eine Arbeit über Voratemzeiten vor Höhenexposition zur Reduktion des Dekompressionskrankheitsrisikos oberhalb von 20.000ft mit dem Titel „Altitude Decompression Sickness Between 6858 and 9144m Following a 1-h Prebreathe“ [50], da die Grenze für das Auftreten von entsprechenden Symptomen ohne Voratmung von 100%igem Sauerstoff oberhalb von 20.000ft bis dahin nur aus Erfahrungsberichten bekannt war. Die Ergebnisse der Studie an 51 männlichen Soldaten der USAF im Alter zwischen 19 und 48 Jahren ergaben, dass bei einem vierstündigen Aufenthalt mit leichter körperlicher Anstrengung (5 Kniebeugen und Armheben mit 2,5 kg Gewicht) ohne Voratmung von 100%igem Sauerstoff in 25.000ft 87% der Probanden und in 22.500ft circa 56% der Probanden unterschiedlich stark ausgeprägte Symptome einer Dekompressionskrankheit (DCS) zeigten.

Die Studie kommt zu dem Ergebnis, dass sich eine einstündige Voratmung sehr positiv auf eine Reduktion der DCS-Inzidenz auswirkt und dass es zu einer messbaren Verzögerung des Auftretens einer DCS kommt. So konnte durch die einstündige Voratmung vor einem vierstündigen Aufenthalt in 25.000ft die DCS-Inzidenz von 87% auf 63% gesenkt werden. Bei einem Aufenthalt in 22.500ft reduzierte sich die DCS-Inzidenz von circa 56% auf 26%.

Als Grund für die erhebliche Reduktion der DCS-Inzidenz postulierten die Autoren, dass durch ein einstündiges Voratmen eine nahezu vollständige Denitrogenisierung der Lunge und des Blutes erreicht wird. Die Autoren klassifizieren Lunge und Blut als „schnelles Gewebe“. Des Weiteren kommt es im weiteren Verlauf zu einer beträchtlichen Denitrogenisierung der Muskeln und des Nervengewebes („mittelschnelles Gewebe“). Die Stickstoffelimination in diesen Geweben könnte das fast vollständige Verschwinden schwerwiegender DCS-Symptome im Vergleich zu Aufhalten ohne Sauerstoffvoratmung erklären.

Die Voratmung bzw. Atmung von 100% Sauerstoff dient nicht nur der Reduktion des Risikos einer Druckfallkrankheit, sondern sie soll ebenfalls Hypoxiesymptome und die daraus resultierenden Gefahren, wie zum Beispiel Euphorie, Apathie oder Bewusstlosigkeit vermindern bzw. verhindern.

2.4.9. Selbstrettungszeit

Unter Selbstrettungszeit oder auch „Effective Performance Time“ bzw. „Time of useful consciousness“ (TUC) wird die Zeitspanne verstanden, in der ein Individuum in der Lage ist, unter fallenden Sauerstoffpartialdruck der Umgebungsluft so handlungsfähig zu bleiben, dass resultierende Gefahren einer Hypoxie abgewendet werden können. Diese Zeiten nehmen mit zunehmender Höhe entsprechend ab [51]:

Höhe [ft]	Selbstrettungszeit [min]
18.000	20 - 30
22.000	10
25.000	3 - 6
28.000	2,5 - 3
30.000	1 - 2
35.000	0,5 - 1

Tabelle 6: Selbstrettungszeiten entsprechend der korrespondierenden Höhe

Mit zunehmender Höhe ist es deshalb unabdingbar, Fallschirmspringer mit zusätzlichem Sauerstoff über mobile Atemgeräte zu versorgen, um die naturgemäß gegebenen Selbstrettungszeiten der jeweiligen Höhen zu verlängern und damit das sichere Handeln und Überleben jedes Einzelnen bei unterschiedlichen Sprungverfahren gewährleisten zu können.

2.5. Technische Lösungsansätze – mobile Sauerstoff-Systeme – Höhenatmer

Um Gefahren der hypoxischen Hypoxie oder Druckfallkrankheit zu verringern bzw. zu vermeiden, sind Systeme etabliert worden, die eine Voratmung mit 100%igem Sauerstoff ermöglichen und auch eine Versorgung während des Freifalls nach Verlassen des Luftfahrzeugs gewährleisten.

Die zwei aktuell populärsten Systeme auf diesem Gebiet der Anwendung sind:

- OXYJUMP der Firma B/E Aerospace Systems GmbH
- PHANTOM der Firma Cobham plc.

Beide sollen dem Soldaten bzw. Springer den notwendigen Sauerstoff bzw. das Luftgemisch über eine Maske, die Mund und Nase abdeckt, bieten. Als Reservoir wird eine tragbare Sauerstoffflasche in die Sprungausrüstung integriert.

Im Rahmen der Vermessungen von realen Sprüngen mit Sauerstoffversorgung wurde das System OXYJUMP (Abb. 14, 15) für diese Arbeit verwendet.

2.5.1. Sauerstoffsystem – OXYJUMP

Das OXYJUMP-System ist ein konventionelles System, das 100%igen Sauerstoff für die Voratmung bietet und während des Freifalls eine Luft-Sauerstoff-Mischung bereitstellt. Die Mischung ist über die gesamte Phase der Einatmung konstant. Mittels einer Höhendruckdose wird die abgegebene Sauerstoffmenge der aktuellen Flug- bzw. Fallhöhe entsprechend der aktuellen Höhe angepasst. Die Tabelle rechts in Abb. 18 zeigt die minimale Dosierung im „Dilution Mode“ in Vol-%. Bis zu einer Höhe von 30.000ft wird ein höhenabhängig dosiertes Luft-Sauerstoff-Gemisch an den Springer abgegeben. Oberhalb der genannten Höhe von 30.000ft befindet sich das OXYJUMP im sogenannten „100% Mode“ und liefert 100%igen Sauerstoff an den Träger, wie es auch in der Voratem-Phase der Fall ist [52]. Ziel der OXYJUMP-Versorgung ist die Vermeidung einer Sauerstoffentsättigung unter SpO_2 90%.



Abbildung 13: Fallschirmspringer mit OXYJUMP-System beim Verlassen eines Luftfahrzeuges [53]

Dafür wird dem Springer der Sauerstoff bzw. das Luft-Sauerstoff-Gemisch über eine Maske angeboten, die Mund und Nase abdeckt.

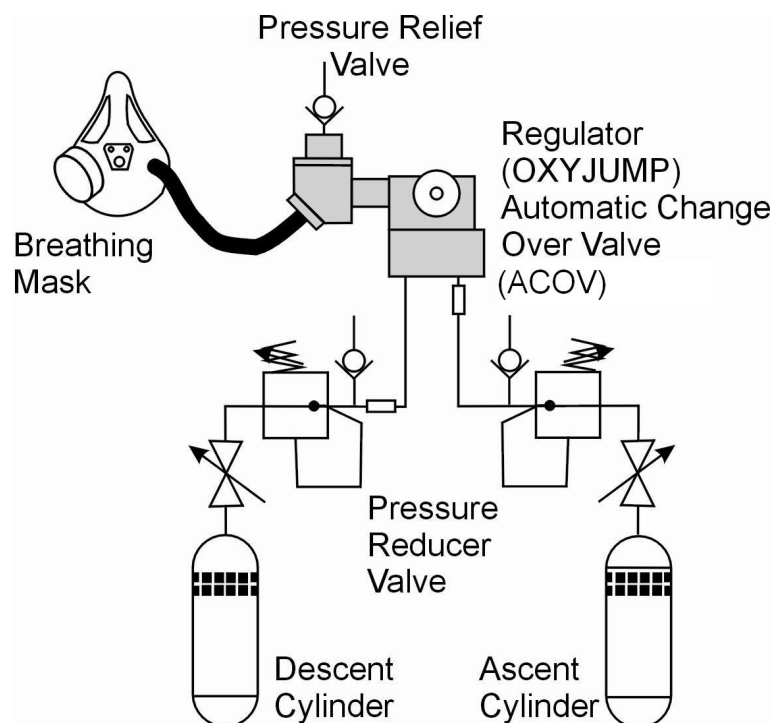
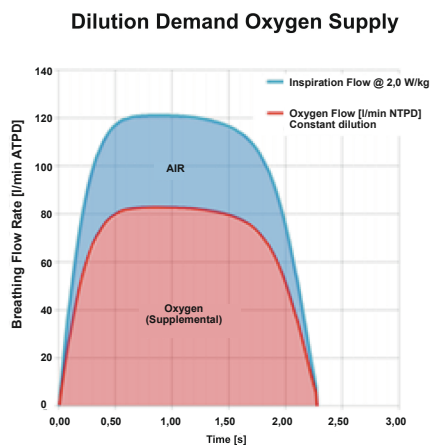


Abbildung 14: Schematische Darstellung OXYJUMP Aufbau [54]



- 1 = Pre-breathing Cylinder (ascent)
- 2 = Pressure Reducer (ascent)
- 3 = Middle pressure hose
- 4 = Middle pressure hose
- 5 = Bailout Cylinder (descent)
- 6 = Pressure Reducer (descent)
- 7 = Breathing Mask
- 8 = Breathing Regulator (Demand Dilution) with Automated Change Over Valve

Abbildung 15: Beispielkonfiguration des OXYJUMP [55]



Altitude [ft]	Oxygen Concentration	
	Breathing Flow 20lpm	Breathing Flow 135 lpm
5000	47,30%	65,30%
10000	45,40%	65,90%
15000	47,30%	67,60%
20000	47,30%	76,30%
25000	66,80%	89,90%
30000	100%	100%
32500	100%	100%

Abbildung 16: Darstellung der Sauerstoffabgabe über OXYJUMP, kontinuierliche Abgabe entsprechend der Höhe [56]

2.5.2. Sauerstoffsystem – PHANTOM

Das System PHANTOM der Firma Cobham plc dient der Sauerstoffversorgung von Fallschirmspringern bei HALO und HAHO Verfahren. Es wurde ursprünglich für die US-Streitkräfte entwickelt, steht aber für eine Nutzung in Deutschland bzw. für die Bundeswehr nicht zur Disposition. Dieses System stellt dem Springer, wie auch das OXYJUMP-System, 100%igen Sauerstoff sowie ein Luft-Sauerstoff-Gemisch als „Dilution-Demand-System“ zur Verfügung. Zugelassen ist es für eine Höhe bis 35.000ft und einem Temperaturbereich von -54 bis 49°C [57].

2.6. Messsysteme für feldphysiologische Untersuchungen

Da Fallschirmspringer naturgemäß einer extremen Umwelt ausgesetzt sind, ist auch die Erfassung physiologischer Parameter während des Einsatzes mit erheblichen Schwierigkeiten verbunden. Die Erforschung von physiologischen Reaktionen während Belastungssituationen ist keine Idee der modernen Medizin mit ihren technischen Innovationen.

Bereits Anfang des 20. Jahrhunderts wurden erste Versuche durchgeführt, um eine mobile Datenerhebung unter verschiedenen Umweltbedingungen zu ermöglichen. Hier war der deutsche Physiologe Nathan Zuntz (1847-1920 [58]) einer der ersten Wegbereiter auf diesem Gebiet. „Eine gründliche Erforschung der akuten Höhenkrankheit wurde dringlicher als Ballonfahrer in immer größere Höhen vorstießen. 1901 hatten die Berliner Meteorologen Arthur Berson und Reinhard Süring im offenen Ballon eine Höhe von 10.800 m erreicht und dabei das Bewusstsein verloren. Obwohl die Fahrt glücklich beendet wurde, hatte sich gezeigt, dass das Wissen um die Ursachen der Höhenkrankheit dringend erweitert werden musste. [...] 1902 begleitete er den österreichischen Physiologen Hermann von Schrötter [...] auf zwei wissenschaftliche Ballonhochfahrten, die sie bis auf 5000 m Höhe führten. Zuntz und von Schrötter veröffentlichten 1912 jeweils ein Werk zur Hygiene der Luftfahrt und gelten seither als Mitbegründer der Luftfahrtmedizin“[59]. „Für Zuntz war es unerlässlich, daß Schlußfolgerungen nicht allein auf laborphysiologischen Daten basierten, sondern daß diese auch einer feldphysiologischen Kontrolle standhielten und umgekehrt.“[58]

Damals wie heute besteht die Problematik darin, dass Vermessungen während Stresssituationen sowie Vermessungen unter körperlicher Belastung in der realen Umwelt mit einer Verzerrung bzw. mit einer großen Streubreite der erhobenen Ergebnisse einhergeht. Dies ist bedingt durch Einflüsse der Umweltfaktoren, zum Beispiel Umgebungstemperatur, Luftfeuchtigkeit oder Luftdruckveränderungen und einer Heterogenität in Bezug auf das Geschlecht, die körperliche Konstitution sowie den Trainingszustand und den individuellen Grad der psychischen Belastbarkeit während eines Einsatzes der jeweiligen Probanden.

Des Weiteren sind im Labor erhobene Daten unter standardisierten Bedingungen nicht ohne weiteres auf die realen Verhältnisse und Reaktionen übertragbar, womit eine Erhebung unter Realbedingungen eine zunehmende Bedeutung bekommt. „Im Labor werden Umweltparameter aktiv als „Störgrößen“ unterdrückt, um grundlegende

Erkenntnisse zu erlangen. [...] Für Untersuchungen „im Feld“ stellt auch die Beeinflussung durch unkontrollierbare physische Aktivitäten eine besondere Herausforderung dar. [...] Die bisherige Feldforschung litt unter noch unzureichender Methodik. Systeme zur Messung physiologischer Parameter waren umfangreich, groß und schwer und somit nicht mobil, oder aber klein, dann jedoch auf wenige Parameter beschränkt. [...] Mit dem HealthLab steht mittlerweile ein System zur Verfügung, das aus flexiblen Einzelkomponenten besteht [...]“ [60].

Auf das mobile HealthLab-System wird im Verlauf dieser Arbeit unter Punkt 3.1. genauer eingegangen.

Zwischen Mai 1969 und Februar 1971 wurden 18 Springer der US-Navy und US-Airforce in insgesamt 88 Freifall-Sprüngen mit einem mobilen System „FM/FM-Telemetry“ vermessen. Hier zeigt sich das soeben beschriebene Problem. Es konnten nur 2 Parameter (Herz- und Atemfrequenz) erfasst werden. Das System wog circa 9 kg und wurde vor dem Bauch unter dem Reservefallschirm getragen [61]. Hinsichtlich Größe und Positionierung des Systems lässt sich erahnen, dass es den Springer stark beeinflusste und die sichere Durchführung des Sprungauftrages somit nicht mehr zu 100% gewährleistet werden konnte.

Allerdings beeinflussen Größe und Gewicht vom Messequipment nicht nur die Sicherheit von Probanden in extremen Umweltsituationen, sondern wirken sich auch schlicht als störend in Vermessungen während alltäglicher Situationen durch ihr Gewicht oder durch etwaige Geräusche aus und können somit die individuelle physiologische Antwort eines Probanden beeinflussen [62].

Somit bleibt es eine Herausforderung, eine präzise Datenerhebung von physiologischen Parametern ohne verfälschende externe Einflüsse in verschiedensten Situationen außerhalb standardisierter Laborbedingungen zu realisieren. Jedoch wird es zunehmend praktikabler, da immer kleiner werdende technische Einheiten und Innovationen zur drahtlosen Übertragung großer Datenmengen zu einer guten Ergebnisqualität führen.

2.7. Ziel der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist es, einen Überblick über den Ist-Zustand der Springer bzw. Probanden in entsprechenden Höhen zu bekommen, vor allem in der Realität, aber auch in der simulierten Situation (Höhen-Klima-Simulationskammer). Somit kann auf die Leistungsfähigkeit des Springers in dieser extremen Umwelt eingegangen werden. Vor allem soll der Schwerpunkt darauf liegen, dass eine Versorgung mit Sauerstoff vor und während des gesamten Sprungablaufs die Gefahr einer körperlichen Beeinträchtigung sowie einer Reduktion der Gesamtpformance aufgrund von Hypoxieeinwirkung durch Atmung von 100% Sauerstoff deutlich reduzieren kann. Ebenso soll das Risiko einer Druckfallkrankheit durch Denitrogenisation mittels Voratmung von reinem Sauerstoff vermindert werden.

Des Weiteren muss ein besonderes Augenmerk auf die Schwierigkeit der Datenerhebung im Feld, d.h. unter realen Bedingungen, gelegt werden. Hier kommt es zu einer deutlich erschwerten Datenerhebung, da keine standardisierten Laborbedingungen in der realen Umgebung vorzufinden sind und die Sensorik dementsprechend von größeren Störfaktoren durch Umweltbedingungen wie Wetter, Höhe, Temperatur, Luftfeuchtigkeit und psychischen sowie physischen Stresssituationen beeinflusst wird.

Aus den Ergebnissen soll eine Optimierung bzw. Weiterentwicklung von Sensortechnik zum Monitoring physiologischer Parameter und Equipment, wie mobile Geräte zur Sauerstoffversorgung, resultieren, mit dem Ziel einer Verbesserung des individuellen Potentials als Grundlage für die Sicherheit und Effektivität der Springer bzw. Soldaten.

Hierzu wurden die Veränderungen der Parameter Sauerstoffsättigung, Herz- und Atemfrequenz sowie Körperkern- bzw. Hauttemperatur mittels HealthLab-System unter realen Bedingungen in unterschiedlichen Absetzhöhen und Sprungverfahren sowie in der Höhen-Klima-Simulationskammer gemessen und ausgewertet, worauf in den nachfolgenden Kapiteln genauer eingegangen werden soll.

2.8. Hypothesen

Aufgrund der geringen Probandenanzahl der jeweiligen Gruppen und der großen interindividuellen Unterschiede hinsichtlich physiologischer Reaktionen auf Stress- und Hypoxiesituationen ist von einer großen Streubreite der erhobenen Datenparameter auszugehen. Da das Verlassen eines Luftfahrzeuges mit einem Fallschirm generell eine physische und psychische Belastungssituation darstellt, ist mit einem Anstieg der Herzfrequenz zu rechnen, was in Bezug auf die Atemfrequenz ebenfalls zu erwarten ist.

Weiterhin wird erwartet, dass es entsprechend der unter Punkt 2.4. beschriebenen Abnahme des Sauerstoffpartialdruckes zu einer zunehmenden Sauerstoffentsättigung des Blutes kommt und damit zu einer Reduktion der Selbstrettungszeiten (Punkt 2.4.9.). Diesem schnelleren Prozess sollte durch eine kontinuierliche Sauerstoffversorgung während des Fluges und des Freifalls prophylaktisch entgegenzuwirken sein. Des Weiteren ist in Bezug auf die Körpertemperaturen eine Auskühlung zu vermuten, an den dem Luftstrom exponierten Extremitäten voraussichtlich stärker als bei der Körperkerntemperatur. Während der unterschiedlichen Sprungverfahren sollten sich ebenfalls Unterschiede zeigen. Da beim HALO-Verfahren durch die längere Freifallzeit ein höherer Einfluss des Windchill-Effekts besteht, ist hierbei eine rapidere Auskühlung der Extremitäten als beim HAHO-Verfahren zu erwarten.

3. Methodik

Um Fallschirmspringer in der realen Umgebung während der Durchführung spezieller Operationen sicher, effizient und genau vermessen zu können, kommt es vor allem darauf an, dass die verwendete Technik mit Sonden, Kabeln und Aufzeichnungsgeräten den Springer in seiner Bewegungsfreiheit nicht behindert oder einschränkt, um einen reibungslosen Sprungablauf und damit die Unversehrtheit des Probanden gewährleisten zu können. Die Erhebung von Daten im Feld, d.h. in der realen Umgebung unterscheidet sich deutlich von der Datenerhebung unter standardisierten Laborbedingungen aufgrund größerer externer Störfaktoren sowie eine deutlich höhere physische und psychische Belastung der untersuchten Probanden.

Das System HealthLab der Firma Koralewski (Hambühren, Deutschland) hat sich hierbei als durchaus praktikabel erwiesen und bewährt.

Neben verschiedensten Möglichkeiten zur Aufzeichnung von physiologischen Parametern ist es in Bezug auf die Umweltbedingungen, in denen sich die Soldaten bzw. Probanden bei speziellen Luftoperationen aufhalten, vor allem wichtig und interessant, die Aufzeichnung von Herz- und Atemfrequenz, Körpertemperatur sowie Körperkerntemperatur und der Sauerstoffsättigung sicherzustellen, da diese am ehesten die kompensatorischen Möglichkeiten unseres Organismus bei steigender Höhe und gleichzeitig abnehmendem Umgebungsdruck widerspiegeln. Insbesondere die Erfassung des Verlaufs der Sauerstoffsättigung während eines Sprungs soll die Notwendigkeit der Versorgung mit Sauerstoff darstellen.

Da die Springer darauf angewiesen sind, in ihrer Handlungsfreiheit nicht eingeschränkt zu sein, ist es essentiell, dass ein System zur Erfassung der bereits erwähnten Parameter gewählt wird, das die Sicherheit des Sprungauftrages und damit des Durchführenden in keiner Weise gefährdet. Hier ist auch nicht außer Acht zu lassen, dass sich der Proband beim Tragen der Sensoren subjektiv wohlfühlt, denn auch dies ist ein extrem wichtiger sicherheitsrelevanter Aspekt. In den durchgeführten Sprüngen hat sich ebenfalls gezeigt, dass das angebrachte HealthLab-System von den Probanden im zeitlichen Verlauf selbst nicht mehr wahrgenommen wurde. Dies ist eine wichtige Beobachtung, da jeglicher Einflussfaktor, der zusätzlichen Stress bedeuten kann, die physiologischen Parameter, hier insbesondere die Herz- und Atemfrequenz, unerwünscht beeinflussen und die Interpretation der gewonnenen Daten erschweren kann. Weiterhin muss durch das Aufnahmesystem sichergestellt werden, dass die

Umweltparameter (Druck, Temperatur, Luftfeuchte, etc.) unter den verschiedensten Umweltbedingungen präzise und mit geringen Latenzzeiten funktionieren. Zur Ermittlung der Ergebnisse, die dieser Arbeit zugrunde liegen, kam hier das HealthLab-System zum Einsatz, das im Folgenden noch näher beschrieben wird.

„Das HealthLab-System als wesentlicher Bestandteil des mobPhysioLab[®], ist ein mobiles physiologisches System zur Untersuchung von Belastungssituationen von Menschen in unterschiedlichsten Arbeitsumfeldern. Es ermöglicht sowohl die physiologische Datengewinnung als auch fachspezifische Studien an Personen in extremen Belastungssituationen unter den direkt vor Ort herrschenden Bedingungen durchzuführen.

Entgegen herkömmlicher Verfahren ermöglicht das System kontinuierliche nicht-invasive Messungen physiologischer Daten durch innovative Medizintechnik. Es besteht aus flexiblen Einzelkomponenten, welche psychophysiologische Messverfahren mit der Erhebung von Umweltparametern mittels modernster Informationstechnologie verknüpfen. Der bisherige Entwicklungsstand dieses Systems besteht in der Integration und Kombination von physiologischen Messverfahren in einem, welches flexibel, mobil und relativ klein ist.

Basierend auf einem Multiprozessorsystem, welches ein Netzwerk von Satelliten mit einem Master kombiniert bei dem die Satellitenelemente über eine jeweilige eigene „Intelligenz“ verfügen. Die Satellitenelemente kommunizieren jeweils über einen Bus mit der Zentraleinheit. Im Prinzip scheint das zunächst aufwendiger als eine einzige Messeinheit mit vielen Kanälen und vor allem nur einem Prozessor zu entwickeln, jedoch ergeben sich hieraus folgende Vorteile:

1. Die analoge und digitale Messtechnik verteilt sich auf mehrere Einheiten, die klein sind und z.B. in einer Weste verteilt werden können.
2. Die Anbindung spezieller Messverfahren (z.B. Körperkerntemperatur, Herzfrequenz, Stimmgrundfrequenz usw.) ist durch die Entwicklung eines entsprechenden Satelliten vorhanden, der ohne weitere Einstellungen direkt am System verwendet werden kann.
3. Die Zentraleinheit erkennt automatisch die jeweiligen Satelliten und kann die Daten sofort aufzeichnen; die signalspezifischen Parameter werden vom Satelliten bereitgestellt.

4. Unter Zuhilfenahme der bereitgestellten Software und Hardware sind Anwender zudem in der Lage auch eigene Satelliten und Programme zu entwickeln.
5. Zusätzlich kann das System die Daten „onlinemonitoren“ und auf diesem Weg auch schon auswerten (begrenzte Entfernung der Datenübertragung). Die beschriebene Modularität und in ihren Anpassungsmöglichkeiten vielseitige Anwendbarkeit, sowie die Mobilität des Systems sind so bisher nicht kommerziell auf dem Markt erhältlich“ [63].

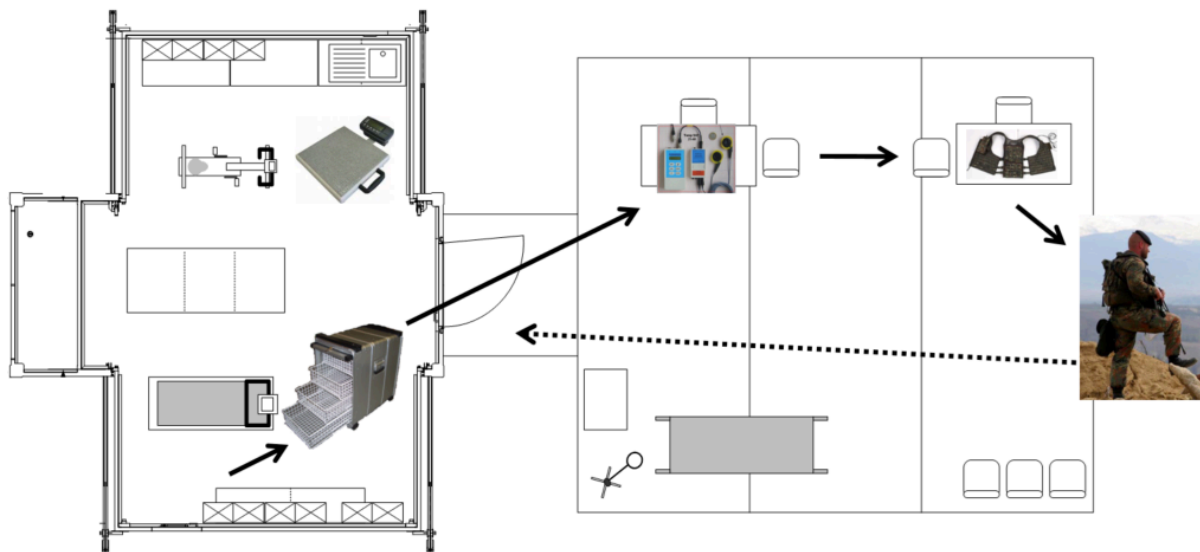


Abbildung 17: „Schema mobiles physiologisches Labor – mobPhysioLab®“ [63]



Abbildung 18: HealthLab mit Master und mehreren Satelliten, Kabeln und entsprechenden Sensoren mit Datenauswertung über Laptop [63]



Abbildung 19: „Messsystem HealthLab mit Stromversorgung, einem Master und zwei Satelliten, an die die jeweiligen Sensoren angeschlossen werden, sowie einem dritten Satelliten zur Erfassung der Umweltparameter (Luftdruck, -temperatur und -feuchtigkeit)“ [38]

Das HealthLab-System wird durch zwei AAA-Batterien je nach Anzahl der Satelliten und Module zwischen 45 Minuten und 10 Stunden mit Strom versorgt.

Die erhobenen Daten werden auf einer SD-Karte gespeichert und können am Computer nach dem Auslesen via Bluetooth oder USB-Kabel ausgewertet werden [64]. Die Module und Satelliten werden in einer Tasche, die durch Klett einfach zu öffnen und zu schließen ist, mit einem Gurt um den Hals gehängt und auf Höhe des Brustkorbs unter der Kleidung nah am Körper getragen. Somit wird ein sicherer Halt bei hoher körperlicher Beanspruchung gewährleistet und behindert den Probanden nicht (Abb. 22).



Abbildung 20: „Feldtaugliches HealthLab®“ [63]

3.1. Aufbau des modularen physiologischen Messsystems – HealthLab

Das HealthLab-System besteht aus verschiedenen Satellitenmodulen und einem Basismodul, die auf unterschiedliche Art und Weise vom Benutzer je nach Bedarf kombiniert werden können.

3.1.1. Basismodul Heally Flash Master (HFM)

Hauptbestandteil ist „[...]das Basismodul des Flash-Master HFM-01 mit den HealthLab-Masterfunktionen, d.h. die Daten der internen Messtechnik und der angeschlossenen Mess-Satelliten aufnehmen, speichern und übertragen. Standardmäßig erfasst und speichert der Flash-Master HFM-01 Messdaten zum Luftdruck und [...] die 3D-Beschleunigung als integrierte Anwendung des Basismoduls [...]“ [64]. Die aufgezeichneten Messdaten umfassen die Umgebungstemperatur, den Luftdruck in entsprechender Höhe und die Luftfeuchtigkeit. Bezüglich der Umgebungstemperatur und der Luftfeuchtigkeit sei an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass das HealthLab-System nah am Körperstamm getragen werden muss und dadurch eine gewisse Verfälschung der realen Umgebungstemperatur und Luftfeuchtigkeit in Kauf genommen wird.

Das Basismodul enthält zusätzlich ein Satellitenmodul, das unter anderem zur Aufzeichnung von Herzfrequenz und Körperkerntemperatur dienen kann. Weiteres dazu wird unter Punkt 3.1.2. Satellitenmodule beschrieben.

Die Datenerfassung des Luftdrucks ermöglicht nach einer Konvertierung die genaue Darstellung der jeweiligen Höhe des gesamten Messablaufes.

Die Umrechnung der Druckwerte in Höhen erfolgt unter Nutzung der *ICAO Standard Atmosphere*, die im ICAO-7488 „*Manual of the ICAO Standard Atmosphere (extended to 80 km)*“ beschrieben ist. Diese entspricht bis zur Troposphäre der *International Standard Atmosphere* [65], wurde jedoch für den Flugverkehr um standardisierte Regelungen bis zu 80 km erweitert. Nimmt man für die Atmosphäre einen gemäß der International Standard Atmosphere (ISA) definierten mittleren Zustand an ($T = 15^{\circ}\text{C} = 288,15\text{ K}$; Luftdruck 1013,25 hPa; Temperaturgradient 0,65 K pro 100m) und deklariert die Referenzhöhe auf Meereshöhe, so erhält man die *Internationale Höhenformel* [66] mit einem Gültigkeitsmaximum bei 11.000 m Höhe (36089,239ft)

$$p(h) = 1013,25 \cdot \left(1 - \frac{0,0065 \frac{\text{K}}{\text{m}} \cdot h}{288,15 \text{ K}} \right)^{5,255} \text{ hPa}$$

mit h als Höhe in Meter und $p(h)$ als Druck in Hektopascal.

Nach der Höhe aufgelöst, erhält man nachfolgende Formel, die die Grundlage für die Konvertierung der Messwerte ist:

$$h = \frac{288,15 \text{ K}}{0,0065 \frac{\text{K}}{\text{m}}} \cdot \left(1 - \left(\frac{p(h)}{1013,25 \text{ hPa}} \right)^{\frac{1}{5,255}} \right)$$

Um Konvertierungen in Höhen über 11 Kilometern durchführen zu können, müssen abweichende Gleichungen angewendet werden. Diese sind jedoch nicht Gegenstand in dieser Betrachtung, da bei den durchgeführten Messungen zu keiner Zeit eine Höhe von 33.000ft durch die beteiligten Personen überschritten wurde und deshalb oben dargestellte Formel für die weitere Analyse ausreichend ist.

3.1.2. Satellitenmodule

Die Satellitenmodule ermöglichen die Erfassung unterschiedlichster Parameter und sind entsprechend der individuellen Anforderungen erweiterbar bzw. anzupassen. Für die Datenerfassung wurden die Satellitenmodule HFM-01 (im Flash-Master integriert), SAT-30 und SAT-21.40 genutzt.

3.1.2.1. Herzfrequenz

„Mit der Standardausführung des HFM-01 Satellitenmoduls werden die Herzfrequenz und die Körpertemperaturen über externe Sensoren erfasst. Als externe Datenaufnehmer für die Herzfrequenz werden Brustgurte von POLAR H3 und H7 verwendet“ [64]. Im Brustgurt integriert sind 2 Hautelektroden, um die R-Impulse des Herzens über die Haut zu erfassen und darüber die Herzfrequenz zu ermitteln. Eine bestmögliche Detektion ist gewährleistet, wenn sich zwischen Brustgurt und Haut ein leichter Flüssigkeitsfilm befindet. Bei sportlichen Aktivitäten oder Stresssituationen

wird dieser durch Körperschweiß gewährleistet. Eine Lithium-Knopfzelle dient als Energiequelle [67].

3.1.2.2. Sauerstoffsättigung

„Der HealthLab Mess-Satellit SAT-30 ist ein Messmodul des psychophysiologischen Monitoring-Systems HealthLab. Im Rahmen von Messungen mit HealthLab erfasst der Satellit SAT-30 die partielle arterielle Sauerstoffsättigung eines Probanden (Pulsoximetrie) [...] Hierbei wird der O₂-Sättigungsgrad des Hämoglobins mithilfe eines Fotosensors anhand von Farbabweichungen bestimmt. Die Messung erfasst das pulsierend durchströmende Blut, nicht Gewebe und Gefäße“ [68]. Dazu wird eine Reflexionssonde genutzt, bei der der Lichtsensor, der die Farbabweichungen bestimmt, neben den LED (light-emitting diodes) Lichtquellen sitzt. Somit ist die Positionierung des Sensors variabel und beschränkt sich nicht wie bei einem Clip beispielsweise auf Finger oder Ohrläppchen.

In der Auswertung der Sauerstoffsättigungsverläufe wurde die Hypoxiephase ab einer Desoxygenierung von 96% SpO₂ als Beginn und beim Wiederreichen von 96% SpO₂ bei Oxygenierung als Ende definiert.

96% Sauerstoffsättigung ist das gerundete arithmetische Mittel des pulsoxymetrisch erfassten SpO₂-Referenzbereichs (Punkt 2.4.4.) 91-100% und wurde aufgrund dessen als Grenzwert festgelegt, um die Hypoxiephasen definiert betrachten zu können.

3.1.2.3. Atemfrequenz

Der Satellit SAT-21.40 gehört ebenfalls zum psychophysiologischen Monitoring-System HealthLab. Neben Temperatursensoren erfasst dieser auch die Atemtätigkeit des Probanden mittels eines zweiteiligen Brustgurtes, der über und unter dem bereits vorher positionierten Polargurt angebracht wird. „Die Lungentätigkeit eines Probanden erfasst der Messsatellit SAT-21.40 mit Hilfe eines elastischen Brustgurtes (AWS-01 – resistiver Sensor)“[69]. Hierbei wird die Atemkurve des Probanden in Form der elektrischen Spannung mit einer Abtastrate von 25 Hz aufgezeichnet. Das dadurch gewonnene Atemsignal wurde im Anschluss sowohl mit der HealthLab Control Center (HLCC)-Steuerungssoftware als auch mit einem selbstgeschriebenen MATLAB-Skript in eine Darstellung der Atemfrequenz des Probanden über die Zeitachse zur weiteren Auswertung konvertiert.

Aufgrund einer verzögerten technischen Realisierung fand die Aufzeichnung der Atemfrequenz nur in der Gruppe-Sawtooth und in der Kontrollgruppe-HKS statt.

3.1.2.4. Körperkerntemperatur (KKT)

Die Körperkerntemperatur wird mittels eines Heat-Flux-Sensors der Firma Dräger, der meist direkt im Helm über dem Vertex integriert ist, bestimmt und im HFM-01 erfasst. „Hier wird der Wärmefluss eines isolierten Hautareals mittels zweier Temperatursensoren und eines definierten thermischen Isolators gemessen und daraus auf die Körperkerntemperatur rückgeschlossen [70].

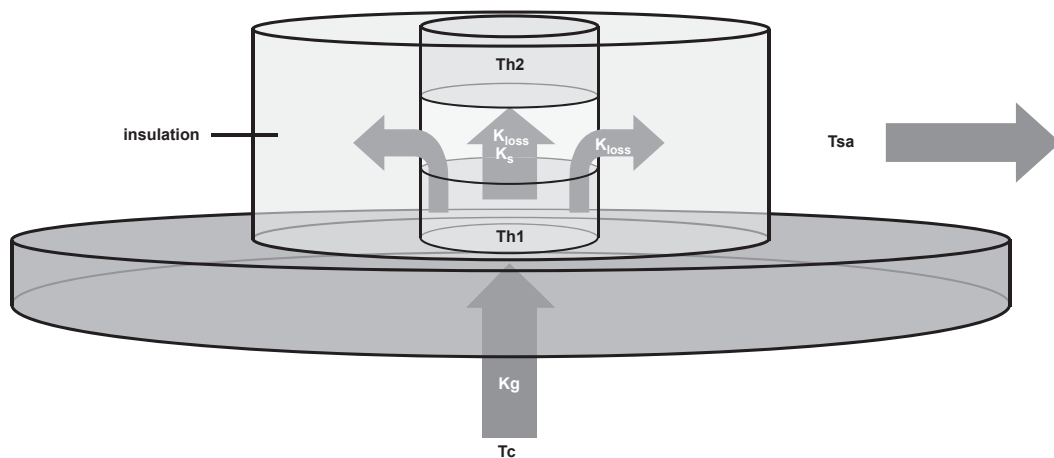


Abbildung 21: Schematische Seitenansicht des Doppelsensors, Körperkerntemperatur (T_c), Hauttemperatur (Th_1), Temperatur der hautabgewandten Seite (Th_2), Wärmeübergangskoeffizient des menschlichen Gewebes (K_g), Wärmeübergangskoeffizient des Doppelsensors (K_s), seitlicher Hitzeverlust (K_{loss}), Temperatur außerhalb des Doppelsensors (T_{sa}) [71]

Der Sensor besteht „[...] aus zwei separaten Temperatursensoren, die durch eine isolierende Schicht voneinander getrennt sind. [...] Das System liefert valide, kontinuierliche Messwerte, sobald der Sensor auf der Haut appliziert ist und sich nach einigen Minuten ein thermisches Gleichgewicht eingestellt hat. [...] Die technische Genauigkeit (Laborgenauigkeit) wird für die elektronischen Komponenten des Doppelsensors mit $\pm 0,1^\circ\text{C}$ angegeben“ [70]. Das thermische Gleichgewicht bedeutet, dass es zwischen den zwei separaten Temperatursensoren (Th_1 und Th_2) keinen Wärmefluss mehr gibt, da die Temperatur der Sensoren, der des Körperkerns entspricht. Die Genauigkeit [71,72] dieser nicht-invasiven Messmethode ermöglicht überhaupt erst die Erfassung der Körperkerntemperatur unter realen Umweltbedingungen, die mit den herkömmlichen semi-invasiven Verfahren wie Ösophagus- oder Rektalmessungen nur schwer umsetzbar wären, da eine hohe

Akzeptanz von Messmethoden der Probanden dafür unabdingbar ist. In Studien hat sich gezeigt, dass durch die Integration des Sensors in einem Helm und die damit verbundene Positionierung über dem Vertex eine hohe Messgenauigkeit im Vergleich zu Rektalsonden erzielt werden kann und Probanden in ihrer sicheren Handlungsfreiheit dabei nicht beeinträchtigt.

3.1.2.5. Hauttemperatur

Diese Werte werden über die Satelliten SAT-21.40 und SAT-25.41 erfasst, beide sind ebenfalls zum psychophysiologischen Monitoring HealthLab dazugehörig. Der SAT-25.41 erfasst „unterschiedliche Temperatur-Messdaten von NTC-Temperatursensoren. Der Temperaturbereich ist für Messungen der Hauttemperatur ausgelegt [...]“ [73]. Die Hauttemperatur wird über einen NTC-Widerstand (Negative Temperature Coefficient) erfasst, der temperaturabhängig ist und deswegen auch als Widerstandsthermometer oder Heißleiter bezeichnet wird [74]. Der Widerstand des Heißleiters sinkt mit zunehmender Temperatur und leitet Wärme somit besser. Diese Art der Temperaturmessung ist in einem Bereich von -60°C bis $+200^{\circ}\text{C}$ zuverlässig einsetzbar [75].

3.1.2.6. Lokalisation der Sensorik am Probanden

Da die Positionierung der Sensorik während des Sprungbetriebs aus Sicherheitsgründen integriert im Helm und unterhalb der Bekleidung erfolgen muss, wird nachfolgend zum besseren Verständnis die Position der jeweiligen Sensoren an einem freiwilligen Darsteller (Abb. 22) veranschaulicht.

- **Umhängetasche**

In der Umhängetasche werden die Basis- und Satellitenmodule unter der Bekleidung verstaut, um während des Sprunges ungehindert vom Probanden getragen werden zu können und eine Datenaufzeichnung gewährleisten zu können.

- **Heat-Flux-Sensor**

Der Doppelsensor zur Erfassung der Körperkerntemperatur wird an der für ihn validierten Stelle über dem Vertex angebracht. Im Bild ist der Sensor auf dem Kopf des Probanden positioniert, um die Lokalisation besser veranschaulichen

zu können, da dieser normalerweise im Helm integriert ist und dadurch nicht sichtbar wäre.

- **NTC-Sensoren**

In dem hier verwendeten System werden dünne Kabel (circa 3 mm Durchmesser) mit einem NTC-Temperatursensor am Ende vom Satelliten zu den distalen oberen und unteren Extremitäten rechts und links geführt und dort mittels Tape befestigt. Auch diese Verkabelung stört in den körperlichen Aktivitäten nicht, da diese unterhalb der Kleidung entlanggeführt wird und genügend Länge hat, um ein gutes Bewegungsausmaß zu ermöglichen. Positioniert werden sie beidseits an den distalen Extremitäten, da diese im Freifall dem Luftstrom am meisten ausgesetzt sind und dort mit einer Auskühlung, die erfasst werden soll, zu rechnen ist.

- **Atemfrequenzsensor**

Zur Detektion der Atemfrequenz wird ein Gurt, der ventral zweigeteilt ist, um den Brustkorb des Probanden gelegt. Dieser Gurt passt sich der Thoraxexkursion bei Inspiration und Expiration an und erlaubt über die dabei entstehende Dehnung Rückschlüsse über die Atemfrequenz. Der zweigeteilte Abschnitt wird über und unter dem POLAR-Brustgurt positioniert.

- **POLAR-Gurt**

Dieser hat einen guten, sicheren Sitz und behindert durch die Positionierung unterhalb der Brust den Springer bzw. Probanden nicht in seinem Bewegungsumfang.

- **Sauerstoffsättigungssensor**

Die Messung der Sauerstoffsättigung erfolgt an der Stirn, um auch hier keine Beeinträchtigung der individuellen Performance zu haben und der Sensor trotz Tragen von Helmen sicher an der Stirn durch Tape zu befestigen ist.

Bei einer Anbringung des Sensors am Finger wäre mit einer Verfälschung der Ergebnisse zu rechnen, weil es bedingt durch die Auskühlung während des Sprunges zu einer Minderdurchblutung der distalen Extremitäten aufgrund von Kälteeinwirkung kommt, die eine für die Erfassung der Sauerstoffsättigung

optimale Durchblutung der Peripherie nicht mehr gewährleistet. Eine Messung der Sauerstoffsättigung an der Stirn erfolgt nahe des Körperkerns und unterliegt diesem Einfluss somit weniger.

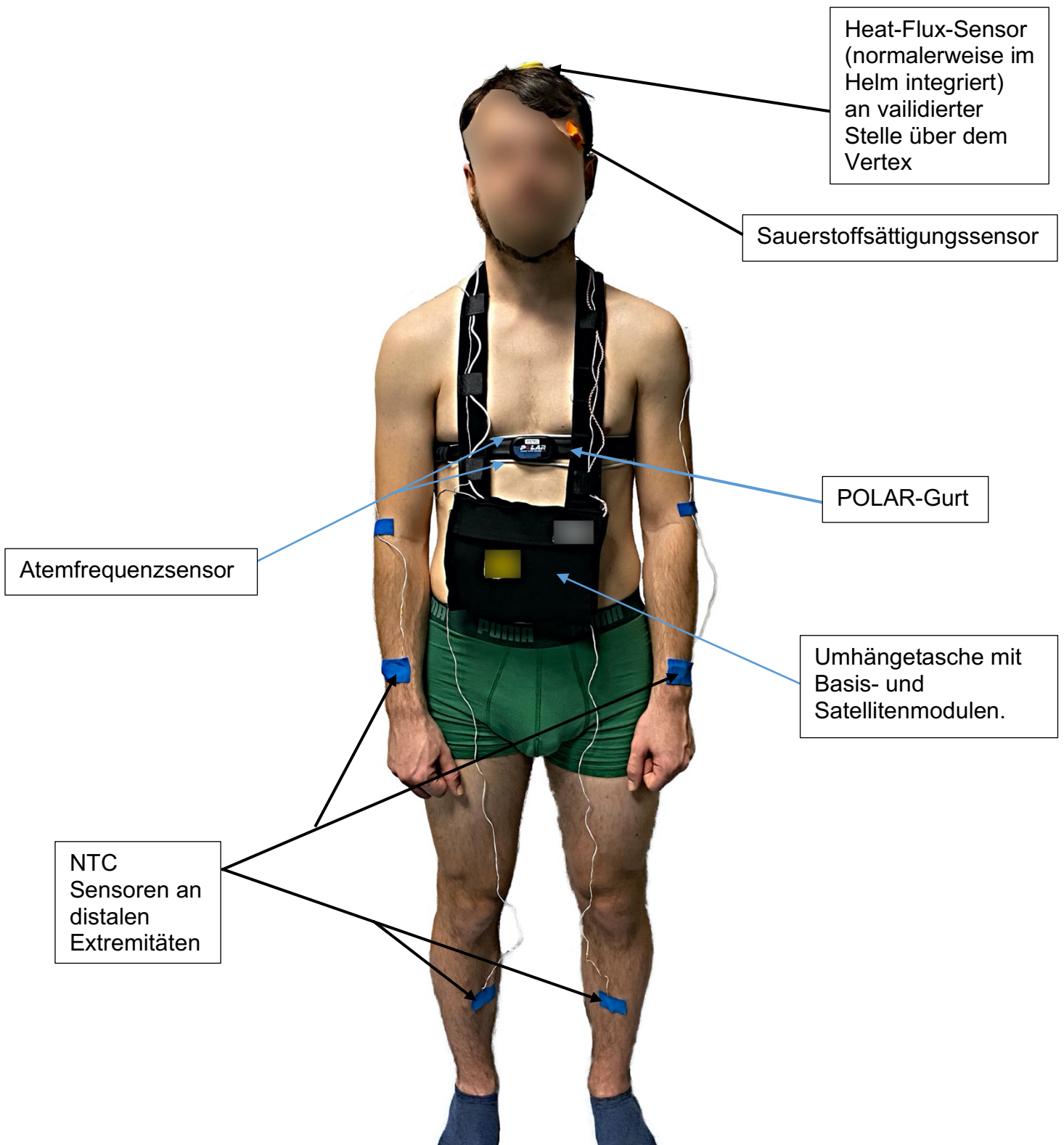


Abbildung 22: Beispielhafte Darstellung der Sensor-Verkabelung, die normalerweise unterhalb der Bekleidung verläuft.

3.2. Simulierte Ausbildung in der Höhen-Klima-Simulationsanlage (HKS)

Die Höhen-Klima-Simulationsanlage (HKS) des Zentrums für Luft- und Raumfahrtmedizin am Standort Königsbrück wurde von der österreichischen Firma AMST in den 1980er Jahren bereits zu DDR-Zeiten aufgebaut und im Institut für Luftfahrtmedizin (ILM) von der Luftwaffe der Nationalen Volksarmee zur Ausbildung von Piloten und Kosmonauten in Betrieb genommen. Die Bundeswehr hat diese Einrichtung nach der deutschen Wiedervereinigung zur Ausbildung ihrer Luftfahrzeugführer, Besatzungsmitglieder sowie Fallschirmspringer übernommen und im Jahr 2012 in Zusammenarbeit mit der Firma AMST generalüberholt. Die Anlage dient zur Simulation von Höhenbedingungen durch Unterdruck und kann Höhen bis 82.000ft realisieren. Die jeweiligen Kammeraufstiege mit ihrem zeitlichen Verlauf werden als Höhen-Zeit-Profile (HZP) oder kurz Höhenprofile bezeichnet.

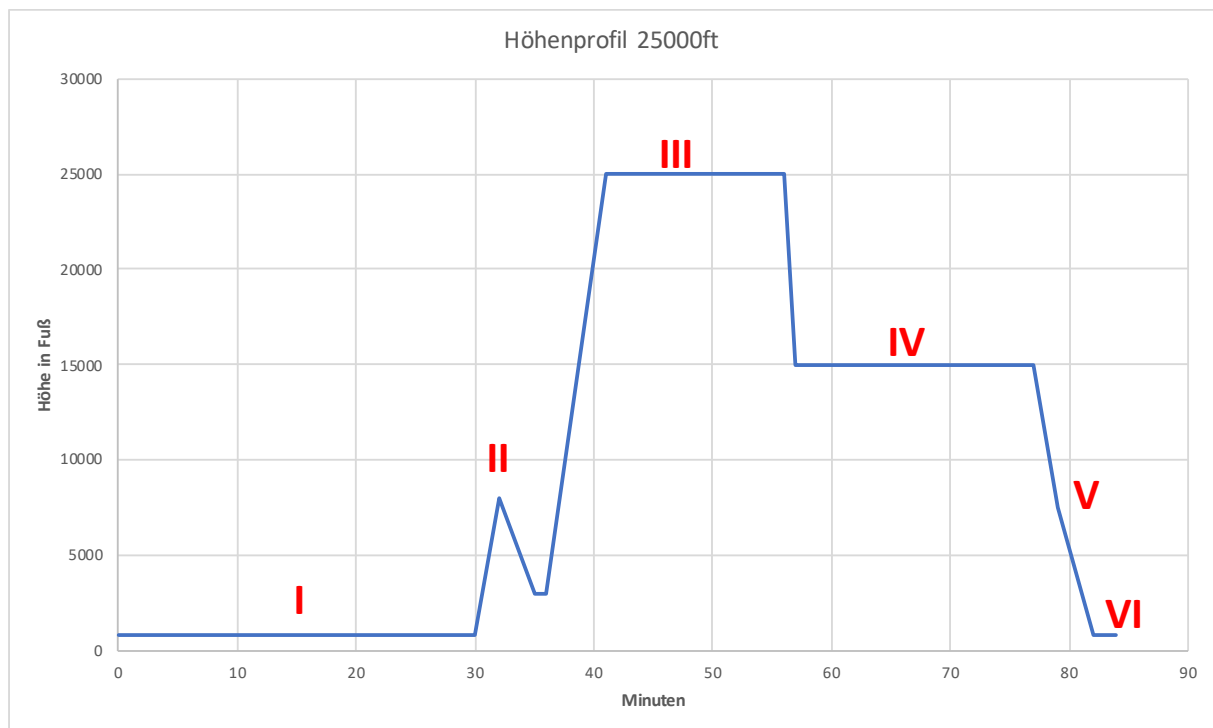


Abbildung 23: Höhen-Zeit-Profil 25000ft [76]

Im Rahmen der militärischen Ausbildung zur Demonstration von Sauerstoffmangelsituationen im fliegerischen Dienst werden HZP bis 25.000ft durchgeführt (Abb. 23). Das HZP ist in 6 Phasen unterteilt [76]:

- I. Denitrogenisation durch 30-minütige Voratmung von 100%igem Sauerstoff und somit Reduktion des Risikos einer Dekompressionskrankheit
- II. Aufstieg auf 8.000ft und Abstieg auf 3.000ft, um mögliche Probleme beim Druckausgleich im Mittelohr zu detektieren
- III. Höhe von 25.000ft zur Demonstration von individuellen Sauerstoffmangelsymptomen unter ärztlicher Überwachung und Monitoring von Sauerstoffsättigung, 1-Kanal-EKG und Herzfrequenz
- IV. Höhe von 15.000ft zur Demonstration von individuellen Sauerstoffmangelsymptomen, wie zum Beispiel Farbsehstörungen, im Bereich der unvollständigen Kompensation (Abb. 12)
- V. Abstiegsphase auf Ausgangshöhe
- VI. abschließende Erfassung von Vitalparametern

In der HKS befinden sich bis zu 6 Probanden in sitzender Position unter kontinuierlichem Monitoring einer 1-Kanal-EKG-Ableitung, Herzfrequenz und Sauerstoffsättigung in den entsprechenden Höhen bis 25.000ft mit und ohne Zufuhr von 100%igem Sauerstoff unter externer ärztlicher Überwachung und unter Absicherung eines notfallmedizinisch ausgebildeten Innenbegleiters mit dem Ziel, ihre individuellen Sauerstoffmangelsymptome kennenzulernen.



Abbildung 24: HKS mit Probanden und Innenbegleiter (rechts im Bild) während der Voratemzeit

Die Sauerstoffzufuhr während des oben beschriebenen Höhen-Zeit-Profiles erfolgt über eine Maske von der Firma Gentex Corporation, die Mund und Nase dicht bedeckt. Über ein Demand-Ventil wird Sauerstoff an den Probanden geliefert, d.h. es wird nur bei Einatmung Sauerstoff zugeführt. „Dadurch wird beim Ausatmen gar kein Sauerstoff von der Quelle entnommen. Das System erfordert einen Atemregler (*demand oxygen regulator*) für jeden Benutzer“[77]. Dieser Regler in der HKS ist von der Firma B/E Aerospace System GmbH.



Abbildung 25: Monitoring/Überwachung außerhalb der Kammer [78]



Abbildung 26: Innenraum Höhen-Klima-Simulationskammer mit Probandenplätzen [79]

Für diese Arbeit wurde die HKS genutzt, um Messungen in standardisierter Umgebung bei konstanter Temperatur (20 +/- 1°C) und Luftfeuchtigkeit (45 +/- 5%) sowie ohne Windchill-Einfluss durchzuführen.

3.3. Probandenauswahl und Zusammenstellung

Bevor mit der eigentlichen Vermessung von Springern bzw. Soldaten in operationellen Sprungverfahren und damit unter Realbedingungen begonnen werden konnte, wurde „nach der Genehmigung der Studie durch den Generalarzt der Luftwaffe und das Flugmedizinische Institut der Luftwaffe und der Beauftragung durch das Sanitätsamt der Bundeswehr [...] eine Voruntersuchung durchgeführt. In einer ersten Testreihe wurden Probanden gesucht, die freiwillig an der Untersuchung teilnahmen. Diese wurden an der Luftlande- und Lufttransportschule (LL/LTS) in Altenstadt rekrutiert“ [38] und zum Teil waren es auch zivile Sportspringer in Eloy, AZ, USA, die freiwillig an dieser Erprobung teilnehmen wollten. Diese Messreihe, beauftragt durch das Sanitätsamt der Bundeswehr, wurde durchgeführt, um die Praktikabilität und Funktionalität des HealthLab-Systems während der Durchführung von Fallschirmsprüngen zu testen.

Die hier erhobenen Daten wurden für diese Arbeit nochmals zur Auswertung herangezogen. Durch den Auftrag des Sanitätsamtes der Bundeswehr [80] wurde das Studiendesign entwickelt und durch die Ethikkommission der Charité (Antragsnummer EA 4/126/13) positiv beschieden.

Die Springer bzw. Probanden rekrutierten sich vorzugsweise aus dem militärischen Bereich und nahmen ausnahmslos freiwillig an den Vermessungen nach ausführlicher Aufklärung und durch Unterschrift dokumentierter Einwilligung teil. Die erhobenen Daten und erfassten Parameter wurden vollständig anonymisiert.

Vermessen wurden insgesamt 4 Gruppen mit einer Anzahl von 6 bis 39 Springern bzw. Probanden:

- Kontrollgruppe – HKS
- Gruppe – Eloy
- Gruppe – Coolidge
- Gruppe – Sawtooth

Es wurden die anthropometrischen Daten wie Alter, Größe, Gewicht und BMI erfasst. Zur Dokumentation des Erfahrungsniveaus wurde die Sprungzahl der jeweiligen Springer erfragt. Diese variiert in den einzelnen Gruppen unterschiedlich stark.

Des Weiteren wurden die physiologischen Parameter wie Herzfrequenz, Atemfrequenz (Gruppe-Sawtooth und Kontrollgruppe-HKS), Sauerstoffsättigung, Körperkern- sowie Hauttemperatur erfasst, ebenso fand eine kontinuierliche Datenaufzeichnung von Luftdruck, aus dem sich im Weiteren die Höhe berechnen ließ, von Umgebungstemperatur sowie Luftfeuchtigkeit statt. Alle Parameter wurden mit dem unter Punkt 3.1. beschriebenen HealthLab-System und den entsprechenden Modulen detektiert. Die Verkabelung gestaltete sich komplikationslos in einer durchschnittlichen Vorbereitungszeit von circa 10 Minuten. Sämtliche Kabel wurden unter der Kleidung und die Helme der Springer bzw. Probanden verlegt und die Sonden so an Extremitäten und Kopf fixiert (Abb. 22), sodass nichts die Sicherheit und Bewegungsfreiheit während des Sprungauftrages gefährden konnte. Dies hatte zu jeder Zeit als auch zu allen Messungen unter realen Bedingungen oberste Priorität und erfolgte im Sinne der Vergleichbarkeit genauso bei den Vermessungen in der Höhen-Klima-Simulationskammer.

3.4. Erhebung der meteorologischen Daten

Um eine präzise Erfassung von Wetterdaten für die Sprungvorhaben zu erzielen, wurde in Coolidge und Sawtooth an jedem Sprungtag durch den begleitenden Meteorologen eine Radiosonde bzw. ein Wetterballon eingesetzt.

Diese Ballone sind mit Helium gefüllt und erfassen Daten weit über 90.000ft Höhe, bis sie durch die Gasausdehnung platzen und die an ihnen befestigten Geräte mit einem Fallschirm wieder zum Boden gleiten.

Ein Ballon ist mit verschiedenen Sonden ausgestattet, die in einem Abstand von 30 m befestigt sind, damit es nicht zu einer Verfälschung der erhobenen Daten durch den Windschatten des Ballons, der sich mit zunehmender Höhe ausdehnt, kommt. Erfasst werden Temperatur, Luftfeuchtigkeit sowie Luftdruck und über die Messung des Windversatzes können indirekt die Höhenwinde bestimmt werden [81]. Dies ist essentiell für HAHO-Sprungverfahren, da hier durch das hohe Öffnen des Fallschirms nach dem Verlassen des Luftfahrzeuges abhängig von den Höhenwinden große Distanzen zurückgelegt werden können.

Für diese Arbeit ist die Erhebung der Temperaturen auf der jeweiligen Absetzhöhe wichtig, um die Veränderungen der Körperkern und -oberflächentemperaturen entsprechend der Sprungverfahren nachvollziehen zu können. Während der Datenerhebung der Gruppe Eloy war noch kein Meteorologe mit eingebunden, sodass, um die Gruppen vergleichbar darstellen zu können, auf eine Wetterdatenbank [82] zurückgegriffen werden musste. Ausgehend von den dort erfassten Ortstemperaturen um 09:00 morgens von Tucson, AZ, (Entfernung zu Eloy 89 km) im November 2012 wurden die Temperaturen auf Absetzhöhe mit Hilfe der internationalen Standardatmosphäre (Temperatur sinkt um je 2°C pro 1.000ft Höhe) nachberechnet.

3.5. Statistische Datenauswertung

Für die Bearbeitung der anthropometrischen Daten wurde Microsoft Excel für Mac 2019 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) sowie Mathworks MATLAB R2019b (The Mathworks, Inc., Natick, Massachusetts, USA) verwendet. Die Bearbeitung, Auswertung und graphische Darstellung der Rohdatensätze der aufgezeichneten physiologischen Parameter erfolgte mit Mathworks MATLAB R2019b. Alle erfolgten Schritte werden im Weiteren genauer dargestellt.

3.5.1. Darstellung der anthropometrischen Daten

Für die anthropometrischen Daten, die Erfassung ihrer Durchschnittswerte und deren Standardabweichung wurde Microsoft Excel für Mac 2019 verwendet. Weiterführende Berechnungen wurden mit selbsterstellten Skripten auf Basis der erhobenen Daten in Mathworks MATLAB R2019b durchgeführt und die Ergebnisse in Microsoft Excel für Mac 2019 übertragen.

In den Einzelgruppen wird die Häufigkeitsverteilung der Parameter Alter, Body Mass Index (BMI), Größe und Gewicht in graphischer Form als Histogramm dargestellt. Darauf folgend werden die erhobenen Daten in tabellarischer Form zur Ergebnisdarstellung der Berechnungen (Durchschnitt, Standardabweichung, p_{AD}) aufgeführt. Mit p_{AD} wurde auf eine Normalverteilung der erhobenen Daten mittels Anderson-Darling-Test [83,84] (MATLAB *adtest*-Funktion) mit $\alpha=0,05$ getestet.

Im Gruppenvergleich der Parameter werden die zugrunde liegenden Daten mittels Box-Whisker-Plot vergleichend abgebildet. Mit einer unbalancierten einfaktoriellem Varianzanalyse (engl. analysis of variance; ANOVA, MATLAB-Funktion *anova1*) und darauffolgend eines multiplen Vergleichs unter Nutzung des Tukey-Kramer-

Verfahrens (MATLAB-Funktion *multcompare*) wurden die dort tabellarisch dargestellten Ergebnisse berechnet.

3.5.2. Darstellung der erhobenen Rohdaten

Alle mit dem HealthLab-System aufgezeichneten Messungen wurden im Rahmen eines Extraction-Transformation-Loading (ETL)-Prozesses [85] aufbereitet und mit Hilfe von MATLAB R2019b verarbeitet. Hierzu wurden die proprietären Messdaten mit Hilfe der vom Hersteller mitgelieferten Software in eine Comma-separated values (CSV)-konforme Repräsentation überführt, die im Nachgang mittels des MATLAB CSV-Importer und daraus generierter Importfunktionen jeweils vollständig eingelesen wurden. Hierbei erfolgte direkt nach dem Import die Umrechnung der barometrischen Höhendrucke von Hektopascal in Meter (mit anschließender Konvertierung in Fuß) gemäß den in 3.1.1 beschriebenen Funktionen, die hierfür implementiert wurden.

Eine große Herausforderung stellte die Konfiguration der eingesetzten Sensorik dar. Die Aufzeichnungsgeräte waren nicht einheitlich konfiguriert, sodass die oben beschriebene Konvertierung nicht durchgängig automatisiert erfolgen konnte, sondern jede Aufzeichnung im Vorfeld geprüft werden musste, welches Parameterset genutzt wurde. Erschwerend kam hinzu, dass einige Datensätze zwar den vorgegebenen Parametersets entsprachen, die Sensordaten jedoch nicht in der spezifizierten Fließpunktdarstellung vorlagen, sondern in einer Ganzzahldarstellung. Dieses Verhalten war nicht dokumentiert und konnte nur teilweise behoben werden, einige Sensordaten ergaben auch nach Konvertierung in die Fließpunktdarstellung keine schlüssige Darstellung und mussten verworfen werden. Erst nach diesen aufwändigen Vorarbeiten konnten die Daten importiert werden.

Im Anschluss wurden jeweils die für diese Arbeit relevanten Parameter im Rohzustand visualisiert und einer groben Sichtprüfung auf Verwendbarkeit und Aufzeichnungsdefekte unterzogen. Diese wurden mittels selbstgeschriebener MATLAB-Skripte bereinigt, multiple Sensordaten (Arm- und Beinsensoren) wurden - soweit erforderlich und möglich - aggregiert und in einem MATLAB-Workspace gespeichert. Aufgezeichnete, aber für diese Arbeit irrelevante Parameter wurden während dieses Schrittes entfernt.

Die bereinigten Sensordaten wurden den jeweiligen Sprunggruppen zugeordnet, auf die festgelegten relevanten Bereiche 120 Sekunden vor Start und 60 Sekunden nach Landung gekürzt, um eine grundlegende Vergleichbarkeit der Springer innerhalb der

Gruppe gewährleisten zu können. Danach erfolgte für die Körperkerntemperaturen eine Prüfung der Parameter untereinander mittels *one-way ANOVA (Analysis of variance)* unter Nutzung der *anova1*-Funktion. Damit wurden im Vorfeld unentdeckte fehlerhafte Datensätze sichtbar gemacht und aus den weiteren Berechnungen ausgeschlossen.

Eine nicht unwesentliche Herausforderung stellte die gewählte Visualisierungsform der Daten aufgrund der verschobenen Zeitachse dar, da dies einen erheblichen Mehraufwand in den erstellten MATLAB-Skripten verursachte.

Weiterhin war das Synchronisieren der Daten der Fallschirmspringer an sich sehr zeitaufwändig. Diese sprangen in der Regel in einem Abstand von 5 bis 15 Sekunden, gemäß den jeweils gültigen Regeln, aus der Absetzmaschine und mussten dementsprechend auf einen gemeinsamen Sprungzeitpunkt synchronisiert werden, um die Vergleichbarkeit der erhobenen Daten zu ermöglichen. Dies erfolgte unter Zuhilfenahme der barometrischen Höhendaten als Referenz für den Absprung, konnte jedoch nicht automatisiert erfolgen, da durch die Fluktuation des Luftdrucks nahe des Absetzzeitpunkts (ausgelöst durch die geöffnete Tür und den vorherrschenden Luftstrom) mehrfach Spitzenwerte vor dem Absprungzeitpunkt entstanden, die nicht vollständig kompensiert werden konnten. Weiterhin erfolgte bei einigen Aufzeichnungen das Absetzen der Springer nicht nach dem „idealtypischen“ Verfahren, sondern der Steigflug musste aus unbekanntem Gründen abgebrochen und später fortgesetzt werden. Auch diese Abweichungen konnten nicht automatisiert abgefangen werden und mussten manuell bearbeitet werden.

Für die Analyse und Visualisierung der Sprünge wurden MATLAB-Skripte erstellt, die neben der Grundfunktionalität von MATLAB zusätzlich auch auf die Funktionalitäten der *MATLAB Statistics and Machine Learning Toolbox* [86], der *MATLAB Signal Processing Toolbox* [87] und der *MATLAB Curve Fitting Toolbox* [88] zurückgriffen. Im Rahmen der Visualisierung der Daten wurde die *labelpoints* [89] Toolbox in Version 4.1.1 von Adam Danz verwendet. Diese kann über den MATLAB Add-On Manager kostenlos geladen werden. Einige geschriebene Visualisierungsskripte sind aufgrund der verwendeten Funktionen nicht mit MATLAB-Versionen älter als R2019b kompatibel.

Die Signifikanz der Temperaturabfälle an den oberen und unteren Extremitäten wurde mittels Paardifferenzentest ermittelt.

Für die Darstellung der Hypoxiephasen wurde jeweils das Segment ermittelt, in dem die Sauerstoffsättigung unter 96% fällt und wieder auf 96% ansteigt. Für diesen Bereich wurden neben der Zeitspanne und des durchschnittlichen Sauerstoffsättigungswertes auch die Parameter AUC (area under curve) und AUC' (in diesem Fall die area above curve) berechnet. Die AUC bezeichnet das Integral als Flächeninhalt unterhalb eines Graphen. Für die Darstellung des Flächeninhalts ist in diesem Falle jedoch AUC' als Differenz der AUC zur Gesamtfläche besser geeignet, um den Abfall der Sauerstoffsättigung insgesamt angeben zu können.

3.5.3. Darstellung der erhobenen physiologischen Parameter

Aufgrund von durchgeführten Vermessungen während realer Sprünge kann es durch äußere Einflüsse wie Wind, Temperaturen und der jeweiligen Situation notwendigen Bewegungen des Probanden sowie aufgrund der Erfassung von Vitalparametern, die keine statischen Größen sind, zu sogenannten Ausreißern der detektierten Datenwerte kommen und damit zu einer Datenstreuung führen. „In solchen Fällen ist es günstiger, mit Maßzahlen zu rechnen, die sich auf den massivsten Teil der empirischen Häufigkeitsverteilung beschränken, also den Abschnitt, der die meisten Beobachtungswerte enthält. Solche Streuungsmaße sind die *Quantile*. Sie zerlegen ebenso wie der Zentralwert eine der Größe nach geordnete Meßwertfolge in gleiche Teile. [...] Die *Quantile* Q_i zerlegen die Meßwertachse in vier gleiche Teile, wobei gilt:

$$Q_1 = P_{25}$$

$$Q_2 = P_{50} = Z,$$

$$Q_3 = P_{75}$$

Den Abstand von Q_1 bis Q_3 nennt man *Hälftespielraum*“[90].

Die Betrachtung der jeweiligen Verläufe der Sauerstoffsättigung, Herzfrequenz und Körpertemperaturen erfolgt anhand des Medians, der Q_2 bzw. P_{50} entspricht, der die gegebenen Gruppen in genau zwei gleich große Hälften teilt, wodurch Ausreißer im Gegensatz zur Durchschnittswertbetrachtung das Ergebnis weniger stark verzerren, da die Gruppengrößen, die betrachtet werden, klein sind.

Die Darstellung von Sauerstoffsättigung und Herzfrequenz erfolgt jeweils durch 3 Kurven. Die schwarze Kurve in den folgenden Diagrammen entspricht dem jeweiligen Median der Sauerstoffsättigung und Herzfrequenz. Die rote Kurve stellt den Verlauf

des oberen Quartils (Q_3 bzw. P_{75}) dar, unter der sich 75% der Probanden mit ihren jeweiligen Werten befinden. Dementsprechend stellt die blaue Kurve den Verlauf des unteren Quartils (Q_1 bzw. P_{25}) dar, unter der sich 25% der Probanden mit ihren jeweiligen Werten befinden. Jede dieser Kurven ist einmal als geglätteter Graph unter Anwendung eines Savitzky-Golay-Glättungsfilters (*sgolay*) dargestellt, um den Verlauf bzw. die jeweilige Tendenz besser darstellen zu können sowie einmal als ungeglätteter Graph der entsprechenden Datensätze. Soweit möglich wurden für die Anwendung des Savitzky-Golay-Filters die Standardwerte der *smoothdata*-Funktion verwendet. Gemäß Dokumentation [91] wird im Falle von Standardwerten ein Glättungsfaktor $\tau=0.25$ angewendet und daraus unter Anwendung einer Heuristik eine passende Fenstergröße berechnet, die $100 \cdot \tau$ Prozent der Eingangsenergie dämpft. In Fällen, in denen die Standardfaktoren nicht zu einer sinnvollen Darstellung eines geglätteten Graphen führten, wurden Fenstergrößen empirisch festgelegt und in den Skripten für das jeweilige Diagramm für alle dort stattfindenden Berechnungen angewendet.

Im Rahmen der Visualisierung wurden alle seitens MATLAB angebotenen Glättungsfiler (*movmean*, *movmedian*, *gaussian*, *lowess*, *loess*, *rlowess*, *rloess* und *sgolay*) getestet und festgestellt, dass *sgolay* für die vorliegenden Daten die optisch besten Ergebnisse erzielt, da diese teilweise in sehr kurzen Abständen erheblich variieren.

Die Verläufe der Körperkern und -oberflächentemperaturen sind für alle Gruppen nur als geglättete Versionen mit den jeweiligen Quartilen dargestellt, um aufgrund der sich sonst ergebenden sehr hohen Anzahl an Einzelgraphen eine bessere Übersicht zu ermöglichen.

Die Streuung der Ergebnisse lässt sich aus der Differenz bzw. dem Abstand zwischen P_{75} und P_{25} ableiten. An markanten Punkten wird der Interquartilsabstand (IQR, interquartile range) angegeben [92].

„Der Interquartilsabstand ist die Differenz zwischen dem 3. Quartil Q_3 und dem 1. Quartil Q_1 :

$$\text{Interquartilsabstand} = Q_3 - Q_1 = Q_{0,75} - Q_{0,25}$$

Im Gegensatz zur Spannweite, die das Minimum und Maximum des gesamten Datensatzes abbildet, repräsentiert der Interquartilsabstand die Spannweite des ersten und dritten Quartils und ist damit im Gegensatz nur wenig durch Ausreißer (besonders große oder besonders kleine Werte) beeinflusst. [...] Da der

Interquartilsabstand das erste und dritte Quartil als Referenz verwendet, liegen immer insgesamt 50% der Daten innerhalb des Interquartilsabstands. Da der Interquartilsabstand ein Streuungsmaß ist, erlaubt er Rückschlüsse über die Verteilung (Dispersion) der Daten. Ein geringer Interquartilsabstand bedeutet, dass die Daten nahe beieinander liegen bzw. näher am Median liegen. Ein größerer Interquartilsabstand hingegen bedeutet, dass die Daten weit auseinander liegen, also nicht konsistent sind“[93].

In den analysierten Gruppen, deren Datenerhebung unter realen Bedingungen erfolgte, sind die jeweiligen durchschnittlichen Höhen-Zeit-Profile in den graphischen Darstellungen als gestrichelte Linie im Hintergrund dargestellt, um eine Verlaufsbeurteilung der Veränderung der physiologischen Parameter entsprechend dem gesamten Ablauf vom Start des Flugzeugs über den Exit, der Freifallphase, der Schirmöffnung und der Landung nachvollziehbar zu ermöglichen.

3.5.4. Darstellung der Atemfrequenz-Daten

Die Atmung der Probanden wurde jeweils von der Sensorik mit einer Samplerate von 25 Hz aufgezeichnet. Nach Extraktion mittels der proprietären Herstellersoftware lagen diese Rohdaten jeweils als CSV-Datei vor.

Um die Daten auswertbar zu machen, wurden zwei Ansätze verfolgt. Im ersten Ansatz wurden die Rohdaten der CSV-Datei jeweils mit der Software HLCC des mobPhysioLab in Atemzüge pro Minute mit einer Darstellung von 0,5 Hz umgerechnet und ebenfalls in einer CSV-Datei gespeichert. Der hierbei verwendete Algorithmus ist unbekannt.

Im zweiten Ansatz wurde ein MATLAB-Skript erstellt, das ausgehend von den 25 Hz-Rohdaten die Umrechnung in Atemfrequenzen durchführt. Hierbei wird das jeweilige Rohdatensignal eingelesen und mit einem IIR-Filter (infinite impulse response; Filter mit unendlicher Impulsantwort) mit einer cutoff-Frequenz von 2 Hz gefiltert. Anschließend erfolgt zur Trendidentifikation eine niederfrequenter Filterung mit einer cutoff-Frequenz von 0,05 Hz.

Zur Bestimmung des Trends im Signal wird das stark tiefpassgefilterte Signal in Segmente zu je 1500 Samples (entsprechend einer Länge von 1 Minute) zerlegt und mittels eines Polynoms vierter Ordnung approximiert. Die zusammengesetzten Segmente werden an den Übergangsstellen unter Anwendung eines Moving-Average-Filters geglättet. Der so bestimmte Trend wird nun vom eigentlichen Signal subtrahiert.

Zur Bestimmung der Atemzyklen im Zeitbereich wird das Signal in vereinfachter Form durch Differenzbildung zweier benachbarter Werte abgeleitet und das so gewonnene Differenzsignal ebenfalls mit einem Moving-Average-Filter der Länge 26 geglättet.

Im Anschluss werden die Übergänge zwischen positivem und negativem Anstieg und umgekehrt ermittelt. Der Wendepunkt zwischen positivem und negativem Anstieg stellt hierbei den möglichst genauen Zeitpunkt des Peaks des Dehnungssensors dar. Aufgrund der Asymmetrie zwischen steigender und fallender Flanke ist der detektierte Punkt mitunter etwas verschoben. Da benachbarte Peaks hiervon jedoch häufig in ähnlicher Weise betroffen sind, ergeben sich hieraus keine signifikanten Abweichungen in der Atemfrequenz, sofern sich die Form benachbarter Peaks nicht signifikant unterscheidet. Die Atemfrequenz in min^{-1} wird abschließend durch die Mittelung der Zeitabstände zwischen den jeweiligen Peaks über je 750 Samples (30 Sekunden * 25 Hz) mittels Moving-Average-Filter ermittelt.

3.5.5. Darstellung der erhobenen meteorologischen Daten

Die Aufzeichnungen der gestarteten Radiosonden lagen in Form von Microsoft Excel-Dateien vor. Hieraus wurden die einzelnen Temperaturmesswerte auf den entsprechenden Höhen extrahiert und in ein MATLAB-Skript übertragen, mit dem das unter 4.2. dargestellte Box-Whisker-Diagramm erstellt wurde.

Für den Sprungort Eloy lagen keine Radiosondenaufzeichnungen vor. Deshalb wurden aus einem Wetterarchiv (Punkt 3.5.) die einzelnen Temperaturen von Tucson, AZ, auf Bodenhöhe herangezogen und mittels der Temperaturabnahme nach International Standard Atmosphere auf die Absetzhöhe korrigiert.

4. Ergebnis- und Datenauswertung

Es wurden, wie unter Punkt 3.3. beschrieben, 4 Gruppen vermessen und deren Daten entsprechend der Beschreibung (Punkt 3.4.) ausgewertet.

4.1. Auswertung der anthropometrischen Daten

In den nachfolgenden Abschnitten werden die erhobenen anthropometrischen Daten sowohl nach Gruppen als auch in einer Gesamtbetrachtung ausgewertet.

4.1.1. Kontrollgruppe HKS

Als Basis und zum Vergleich wurde eine Kontrollgruppe untersucht. Dies erfolgte in der HKS mit insgesamt 24 Probanden (22 Männer, 2 Frauen). Allerdings wurden hier nicht nur Fallschirmspringer, die grundsätzlich eine gute körperliche Konstitution aufweisen müssen, vermessen. Aus ablauforganisatorischen Gründen am Zentrum für Luft- und Raumfahrtmedizin Königsbrück wurden für diese Kontrollgruppe auch Luftfahrzeugführer, Crewmitglieder und nicht ständige Besatzungsmitglieder für die Datenerfassung auf freiwilliger Basis herangezogen, wodurch sich hinsichtlich des dienstlichen Aufgabengebietes jedes Einzelnen ein eher heterogenes Gruppenbild ergibt.

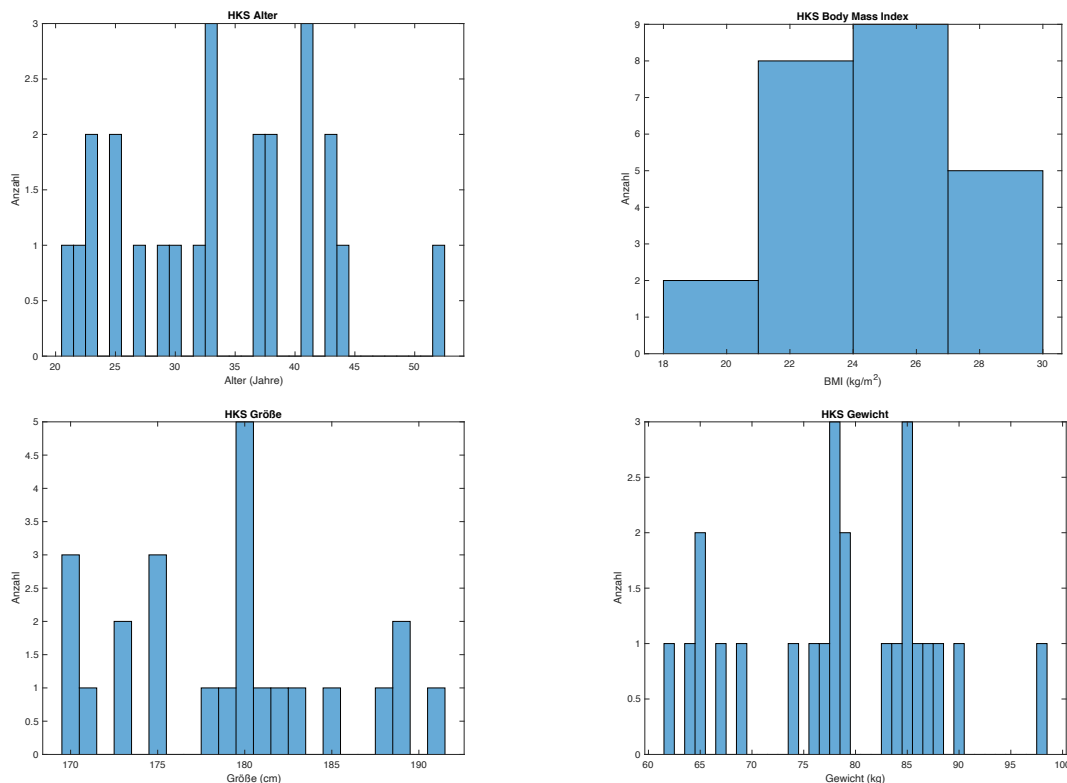


Diagramm 3: Histogramme der Kontrollgruppe HKS (n= 24)

	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]
Durchschnitt	33,8	179,0	78,4	24,4
Standardabweichung	8,3	6,3	9,3	2,5
p_{AD}	0,45	0,29	0,23	0,16

Tabelle 7: Grundlegende Berechnungen der anthropometrischen Daten der Gruppe HKS (n=24)

Die Gruppe weist in Bezug auf p_{AD} in allen geprüften Bereichen eine Normalverteilung der anthropometrischen Daten auf.

4.1.2. Gruppe - Eloy

In der Gruppe-Eloy wurden 39 Probanden, 34 Männer und 5 Frauen, vermessen.

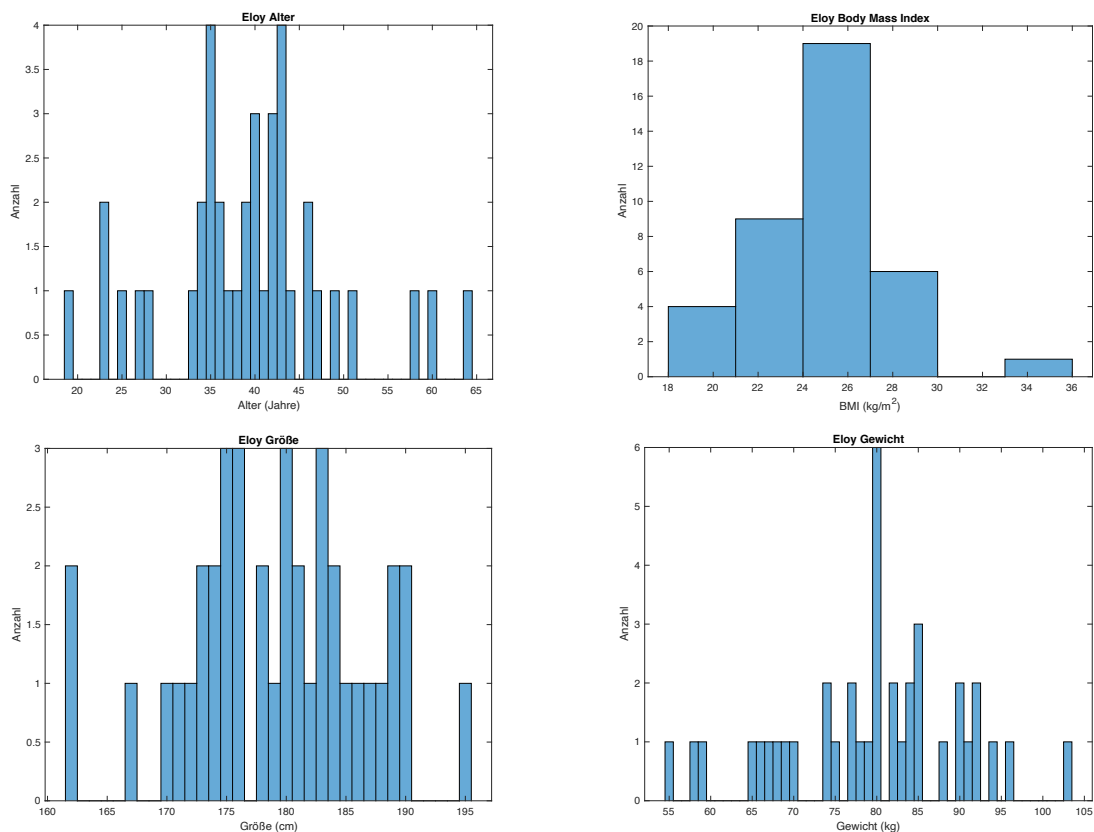


Diagramm 4: Histogramme der Gruppe Eloy (n=39)

	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]	Sprunganzahl
Durchschnitt	39,4	179,1	79,4	24,7	2.100
Standardabweichung	9,5	7,4	10,6	2,6	3.372
p_{AD}	0,13	0,89	0,43	0,32	

Tabelle 8: Grundlegende Berechnungen der anthropometrischen Daten der Gruppe Eloy (n=39)

Hinsichtlich der anthropometrischen Daten ergibt sich in der ersten unter realen Bedingungen vermessenen Gruppe in allen Bereichen eine Normalverteilung (p_{AD} -Wert).

In Bezug auf den jeweiligen Erfahrungsstand der einzelnen Probanden besteht eine starke Heterogenität. Der unerfahrenste Springer dieser Gruppe hatte 2 Sprünge bis zum Zeitpunkt der Vermessungen absolviert, der Erfahrenste dieser Gruppe 13.500. Dies erklärt auch die sehr hohe Standardabweichung der Sprunganzahl.

4.1.3. Gruppe - Coolidge

Bezüglich der Anthropometrie, mit Ausnahme der Größe, des Geschlechts und des Trainingszustands ergibt sich ein homogenes Gruppenbild, auch bezüglich des jeweiligen Erfahrungsstandes der einzelnen Springer. Der Springer mit der geringsten Sprunganzahl hatte 350 Sprünge bis zu Beginn der Messreihe absolviert, der erfahrenste Springer 4.500. Trotz des großen Unterschiedes sind alle Teilnehmenden allerdings als erfahren zu betrachten.

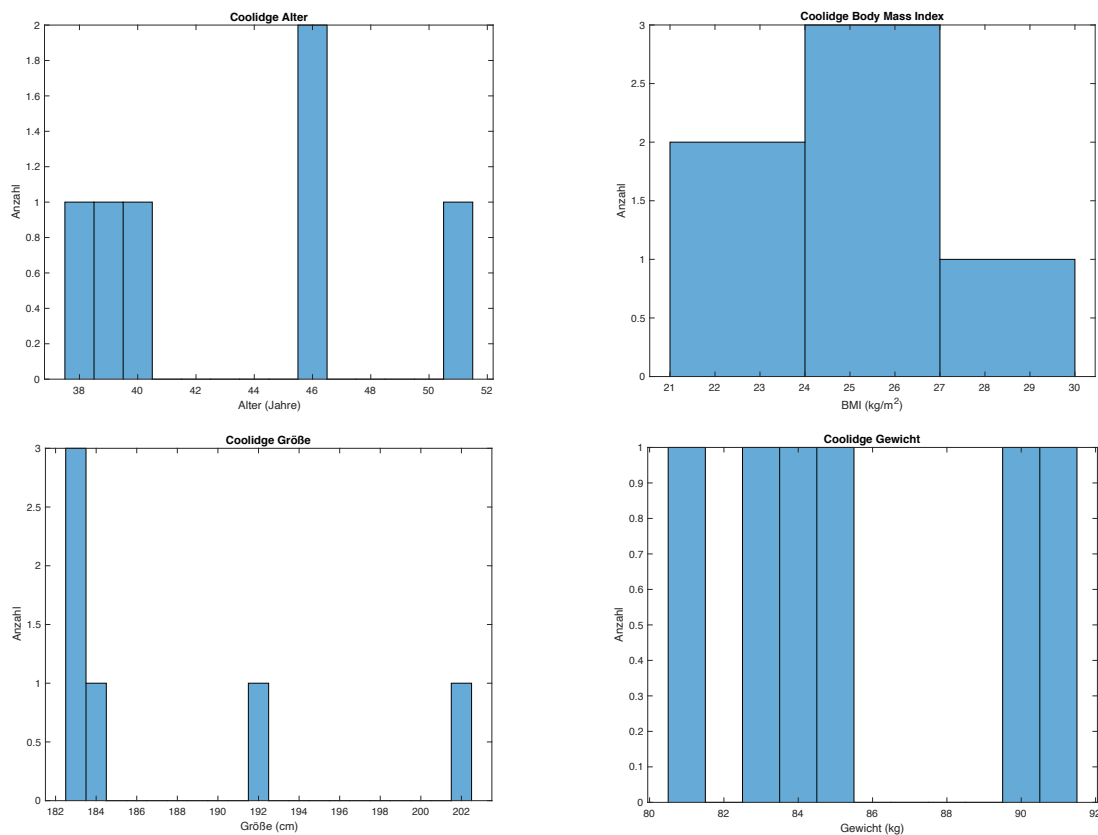


Diagramm 5: Histogramme der Gruppe Coolidge (n=6)

Die Gruppe bestand aus 6 männlichen Probanden. Die durchschnittlichen anthropometrischen Daten dieser Sprunggruppe sahen wie folgt aus:

	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]	Sprunganzahl
Durchschnitt	43,3	187,8	85,7	24,3	2.272
Standardabweichung	4,7	7,1	3,6	1,6	1.393
p_{AD}	0,34	0,01	0,41	0,72	

Tabelle 9: Grundlegende Berechnungen der anthropometrischen Daten der Gruppe Coolidge (n=6)

Aus den p_{AD}-Werten ist ersichtlich, dass alle Parameter mit Ausnahme der Größe den Anderson-Darling-Test bestanden haben. Die Springer dieser Gruppe weisen eine ungünstige Verteilung der Körpergröße auf, die gepaart mit der geringen Anzahl der Probanden den Test auf eine signifikante Differenz hinweisen lässt.

4.1.4. Gruppe - Sawtooth

Die Gruppe ist in Bezug auf die Anthropometrie für p_{AD} ebenfalls als normalverteilt zu betrachten, auch in Bezug auf einen hohen Erfahrungsstand. Der Springer mit der geringsten Sprunganzahl hatte hier 400 Sprünge vorzuweisen, der Erfahrenste 4.500.

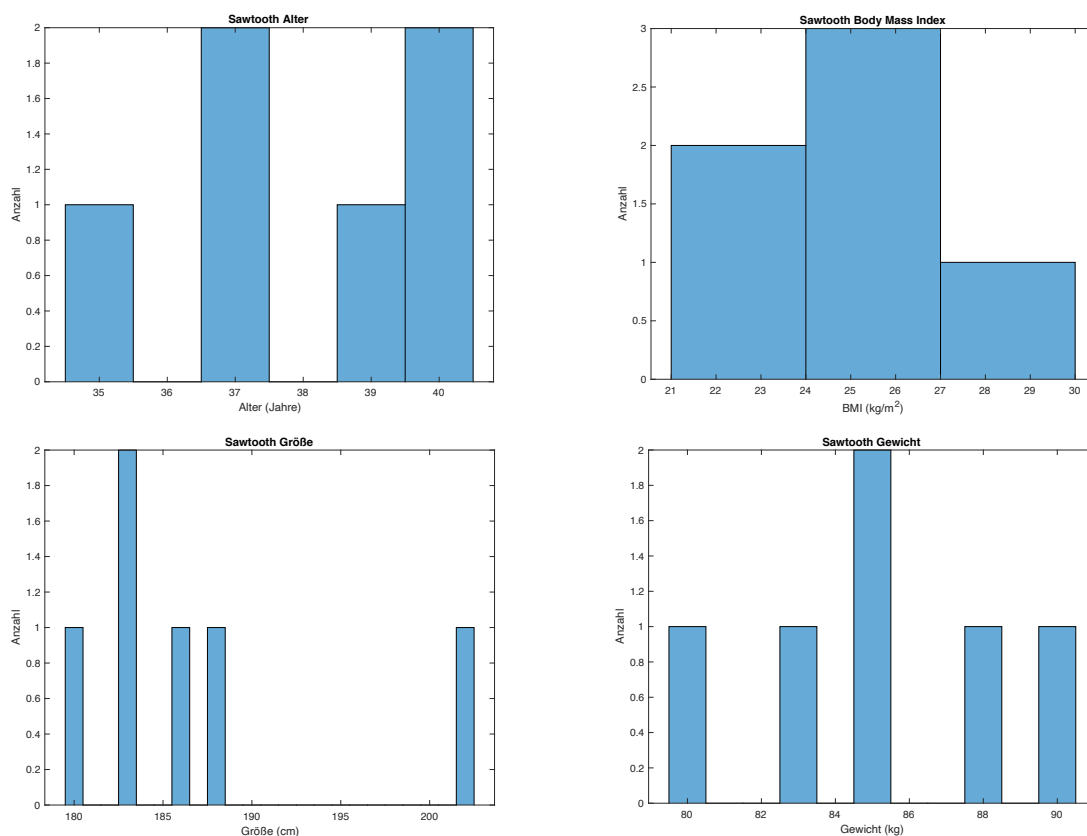


Diagramm 6: Histogramme der Gruppe Sawtooth (n=6)

Es nahmen 6 männliche Probanden mit nachfolgenden durchschnittlichen anthropometrischen Daten teil:

	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]	Sprunganzahl
Durchschnitt	38,0	187,0	85,2	24,4	2.075
Standardabweichung	1,8	7,2	3,2	1,6	1.487
p_{AD}	0,39	0,07	0,9	0,99	

Tabelle 10: Grundlegende Berechnungen der anthropometrischen Daten der Gruppe Sawtooth (n=6)

Hinsichtlich der anthropometrischen Daten ergibt sich in allen Bereichen eine Normalverteilung (p_{AD}-Wert).

4.1.5. Anthropometrische Daten im Gruppenvergleich

Da die Gruppen aus unterschiedlichen Probanden zusammengestellt wurden, erfolgte ein Vergleich hinsichtlich der Parameter Alter, Größe, Gewicht und BMI untereinander.

4.1.5.1. Alter

Im Gruppenvergleich ergeben sich in keiner Gruppe signifikante Unterschiede (Abb. 34), auch wenn sich die Ergebnisse für die Gruppen Coolidge/HKS sowie Eloy/HKS an $\alpha=0,05$ annähern (Tab. 10), somit ist von einer homogenen Altersverteilung auszugehen:

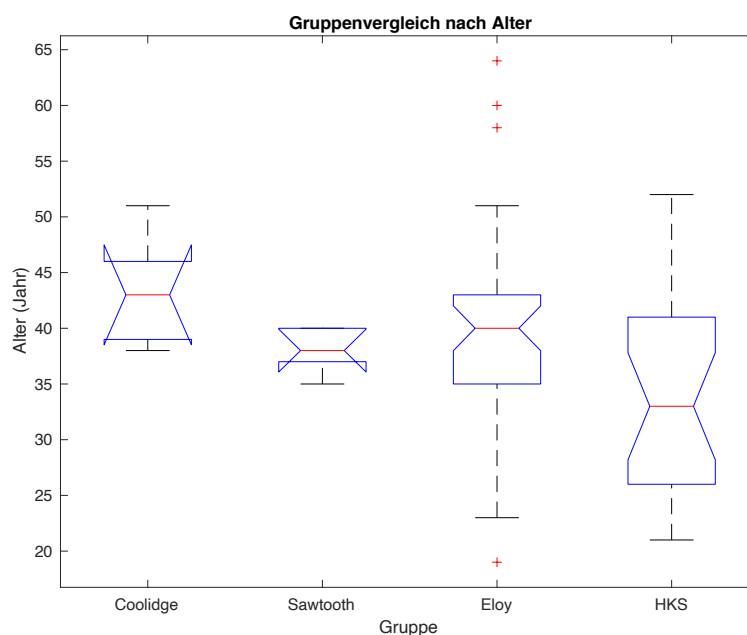


Diagramm 7: Vergleich des Alters aller Gruppen

Vergleich zwischen		p-Wert
Coolidge	Sawtooth	0,7059
Coolidge	Eloy	0,7180
Coolidge	HKS	0,0802
Sawtooth	Eloy	0,9838
Sawtooth	HKS	0,7071
Eloy	HKS	0,0690

Tabelle 11: Ergebnisse des multiplen Vergleichs des Alters aller Gruppen

4.1.5.2. Body Mass Index (BMI)

Hinsichtlich des BMI ergaben sich in keiner Gruppe signifikante Unterschiede:

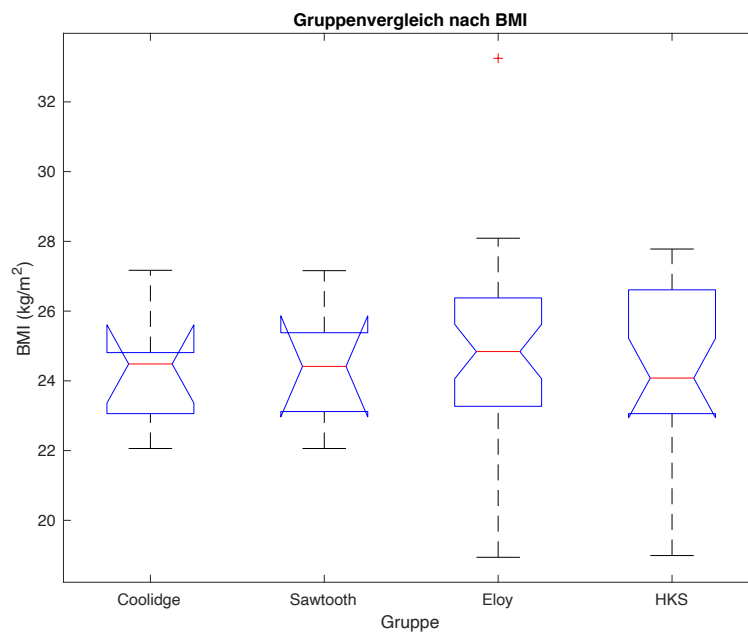


Diagramm 8: Vergleich des BMI aller Gruppen

Vergleich zwischen		p-Wert
Coolidge	Sawtooth	0,9999
Coolidge	Eloy	0,9883
Coolidge	HKS	0,9997
Sawtooth	Eloy	0,9945
Sawtooth	HKS	1,0000
Eloy	HKS	0,9802

Tabelle 12: Ergebnisse des multiplen Vergleichs des BMI aller Gruppen

4.1.5.3. Gewicht

Es ergaben sich im Gruppenvergleich des Gewichts keinerlei signifikante Unterschiede:

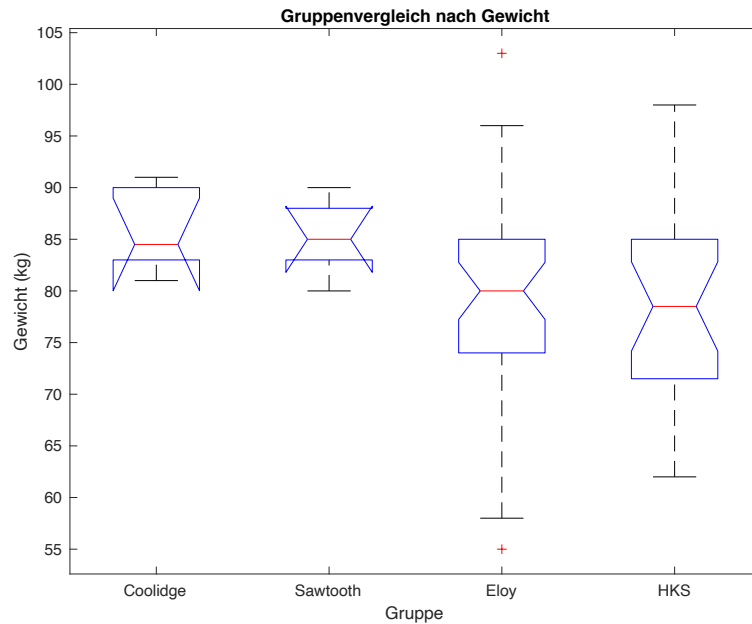


Diagramm 9: Vergleich des Gewichts aller Gruppen

Vergleich zwischen		p-Wert
Coolidge	Sawtooth	0,9997
Coolidge	Eloy	0,4509
Coolidge	HKS	0,3550
Sawtooth	Eloy	0,5235
Sawtooth	HKS	0,4189
Eloy	HKS	0,9783

Tabelle 13: Ergebnisse des multiplen Vergleichs des Gewichts aller Gruppen

4.1.5.4. Größe

Im Gruppenvergleich der Größe ergeben sich signifikante Unterschiede in den Gruppen Coolidge/Eloy sowie Coolidge/HKS, da $p < \alpha$ ist:

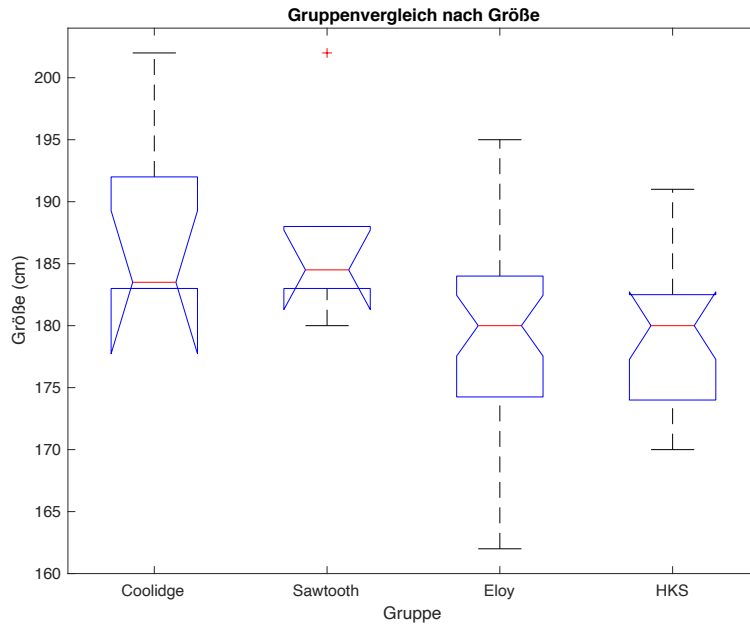


Diagramm 10: Vergleich der Größe aller Gruppen

Vergleich zwischen		p-Wert
Coolidge	Sawtooth	0,9971
Coolidge	Eloy	0,0369
Coolidge	HKS	0,0453
Sawtooth	Eloy	0,0704
Sawtooth	HKS	0,0830
Eloy	HKS	1,0000

Tabelle 14: Ergebnisse des multiplen Vergleichs der Größe aller Gruppen

4.2. Auswertung der meteorologischen Daten

Die Durchführung der Sprungvorhaben erfolgte an den Orten Eloy, Coolidge und Sawtooth in den Monaten November und Dezember. Alle befinden sich im Bundesstaat Arizona, USA. Der Flugplatz Coolidge liegt 29 km von Eloy entfernt und Sawtooth liegt circa 17 km südwestlich von Eloy. „Das Klima in Eloy ist ein Steppenklima. Es gibt das ganze Jahr über kaum Niederschlag [...]. Im Jahresdurchschnitt beträgt die Temperatur in Eloy 21,1 °C. Über das Jahr verteilt gibt es im Schnitt 286 mm Niederschlag“ [94]. Die dortigen klimatischen Verhältnisse sind aufgrund ihrer Stabilität für Ausbildungszwecke ideal und wetterbedingte Ausfälle können somit auf ein Minimum reduziert werden.

Die mit der Radiosonde in Coolidge und Sawtooth erfassten Daten, sowie die für Eloy nachberechneten Daten, ergaben auf den jeweiligen Absetzhöhen der einzelnen Gruppen folgende mediane Umgebungstemperaturen, denen die Springer zum Zeitpunkt der Vermessung ausgesetzt waren:

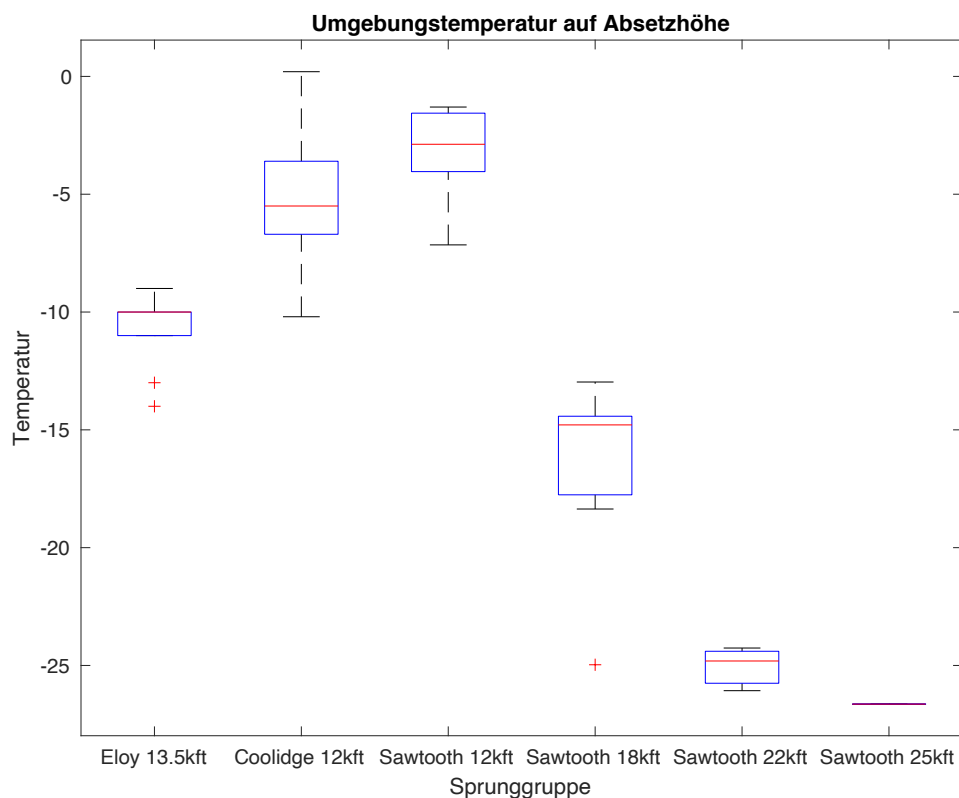


Diagramm 11: Umgebungstemperaturen auf Absetzhöhe der einzelnen Gruppen

4.3. Auswertung der physiologischen Parameter

Im Nachfolgenden werden die Ergebnisse der im Voraus beschriebenen Rohdaten-Auswertung der erhobenen physiologischen Parameter erläutert und dargestellt.

4.3.1. Kontrollgruppe – HKS

In der HKS wurde unter konstanten klimatischen Bedingungen (21°C, 45% Luftfeuchtigkeit) und in körperlicher Ruhe eine Erfassung der physiologischen Parameter mit dem bei allen Gruppen verwendeten HealthLab-System als Basismessung durchgeführt. Die Auswertung und Betrachtung der erhobenen Daten der Kontrollgruppe – HKS erfolgte isoliert jeweils auf 25.000ft und 15.000ft, da alle Probanden entsprechend des unter Punkt 3.2. exemplarisch aufgezeigten Höhen-Zeit-Profils (Abb. 23) unter 30-minütiger Voratmung mit 100%igem Sauerstoff versorgt waren und der gesamte Aufstieg unter Sauerstoffgabe ohne Unterbrechung und in körperlicher Ruhe der Probanden erfolgte. Somit war die annähernd 100%ige Sauerstoffsättigung als Ausgangspunkt für alle gegeben. Zeitpunkt 0 der x-Achse ist sowohl auf 25.000ft als auch auf 15.000ft der Zeitpunkt der Trennung von der Sauerstoffversorgung.

Das 25.000ft-Plateau entspricht der Phase III des Höhen-Zeit-Profils der HKS, das 15.000ft-Plateau das der Phase IV. Allerdings wurde eine Unterscheidung in der Betrachtung der 15.000ft-Phase vorgenommen, da aus ausbildungsorganisatorischen Gründen vor Ort, die nichts mit der Erstellung dieser Arbeit zu tun haben, einige Teilnehmer während des Höhen-Zeit-Profils auf 15.000ft verschiedene psychologische Tests absolvieren und andere wiederum nicht. Daher ergeben sich 2 Gruppen, die unterschiedlich lang der Hypoxie ausgesetzt waren; zum einen die 15.000ft Gruppe A (n=13) mit einer Gesamtdauer von 800 Sekunden und zum anderen die 15.000ft Gruppe B (n=11) mit einer Gesamtdauer von 700 Sekunden.

4.3.1.1. Sauerstoffsättigungsverläufe

Vergleicht man den Verlauf der Sauerstoffsättigung zwischen der 25.000ft-Phase und der 15.000ft-Phase, sieht man eine schnellere Desoxygenierung auf 25.000ft als auf 15.000ft. Der Interquartilsabstand beim 25.000ft-Plateau ist deutlich größer am niedrigsten Punkt der Sättigung als auf dem 15.000ft-Plateau und zeigt damit eine größere Streubreite der Daten. Zu erklären ist dies am ehesten durch eine individuelle Sauerstoffsättigungsreaktion.

Eine genaue Zeitmessung der Desoxygenierungsphase startet bei 96% Sauerstoffsättigung als Beginn bis zum niedrigsten Punkt der Desoxygenierung und bis zur Wiederaufsättigung bei 96% als Ende der Hypoxiephase. Gemessen wurde die Zeit am Median und ergibt folgende Werte:

Gruppe	Gesamtdauer Hypoxie [s]	Dauer bis zum niedrigster Punkt der Sauerstoffentsättigung [s]
25.000ft	104	57
15.000ft (A)	650	517
15.000ft (B)	326	200

Tabelle 15: Darstellung der Gesamtdauer der Hypoxie sowie der Zeit bis zum Erreichen der niedrigsten SpO₂

Der deutlich schnellere Verlauf der Desoxygenierung auf 25.000ft erklärt hiermit die mit 3 bis 6 Minuten kürzere Selbstrettungszeit (Punkt 2.4.9.) als die 30 Minuten Selbstrettungszeit auf 15.000ft. Auf 15.000ft Höhe erfolgt die Desoxygenierung langsamer und zum Teil milder. Eine längere Phase der Trennung von der Sauerstoffversorgung auf 15.000ft führt zu einer stärkeren Verminderung der Sauerstoffsättigung im Gruppenvergleich und erreicht annähernd die Sauerstoffsättigungswerte wie auf 25.000ft.

Gruppe	niedrigster Punkt der Sauerstoffsättigung	
	[%]	IQR
25.000ft	81	11,5
15.000ft (A)	81	7,5
15.000ft (B)	86	6,3

Tabelle 16: Niedrigster Punkt der medianen Sauerstoffsättigung in der Höhen-Klima-Simulationskammer

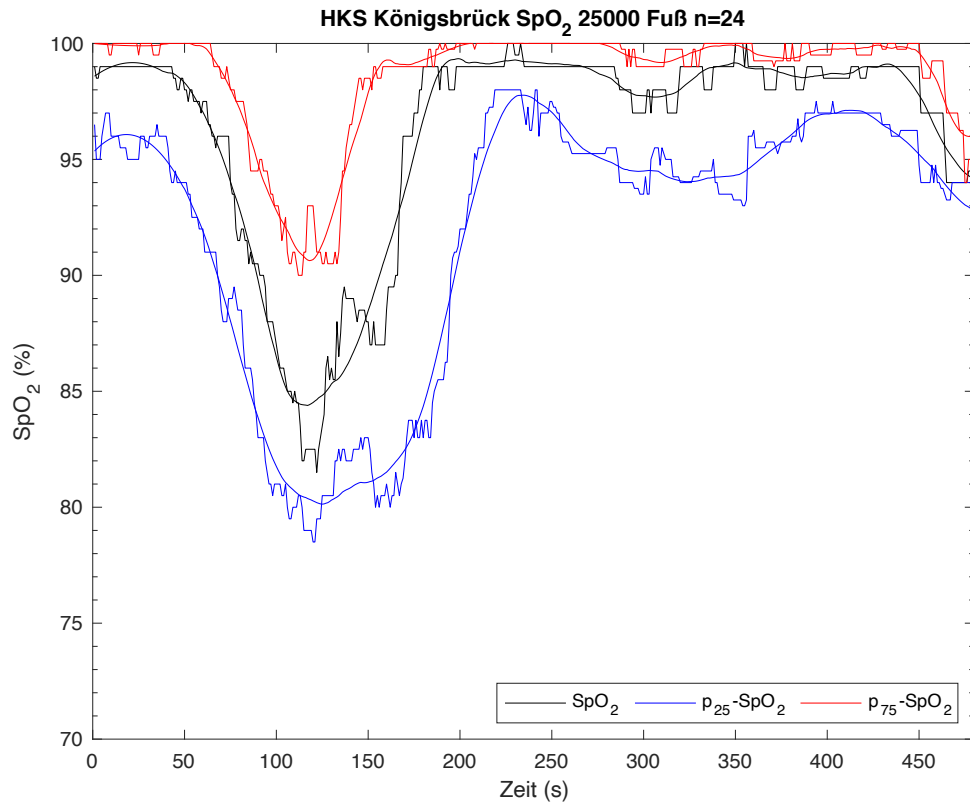


Diagramm 12: Verlauf Median Sauerstoffsättigung auf 25.000ft

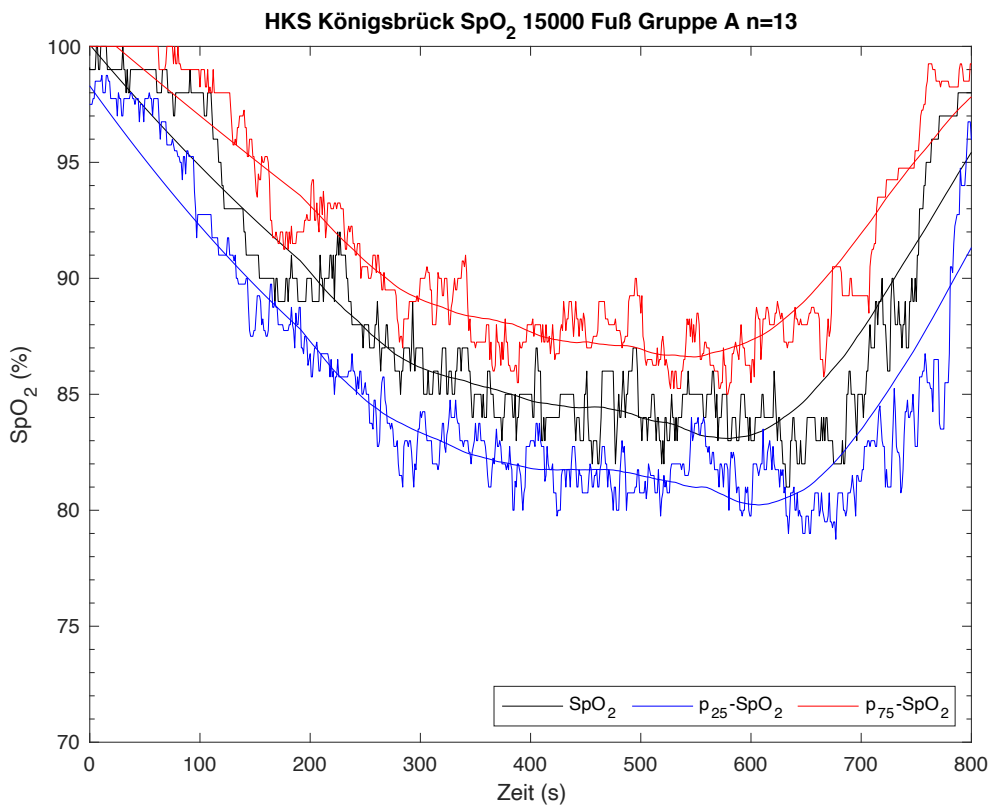


Diagramm 13: Verlauf Median Sauerstoffsättigung auf 15.000ft Gruppe A

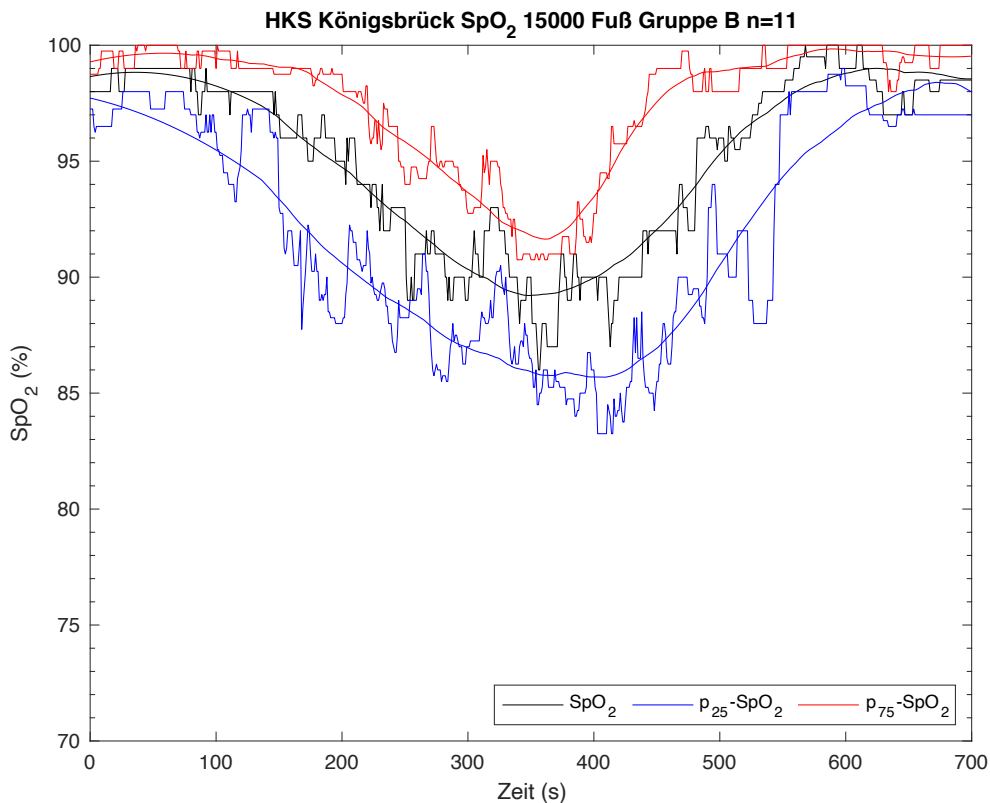


Diagramm 14: Verlauf Median Sauerstoffsättigung auf 15.000ft Gruppe B

4.3.1.2. Herzfrequenzverläufe

Ein Datensatz der Herzfrequenz innerhalb der Gruppe B wurde auf dem 15.000ft-Plateau nicht näher betrachtet, da es in dieser Phase zu einer fehlerhaften Aufzeichnung kam, deren Datensätze für die weitere Betrachtung nicht zu verwenden waren.

Betrachtet man den Verlauf des Medians der Herzfrequenz, kommt es zu einem reaktiven Anstieg der Herzfrequenz als physiologische Antwort auf die Entsättigung des Blutes mit Sauerstoff. Auch hier findet sich auf 25.000ft Höhe ein größerer Interquartilsabstand der Herzfrequenzdatensätze als auf 15.000ft Höhe und verdeutlicht eine individuelle physiologische Reaktion auf die Hypoxie.

Ein stressbedingter Einfluss auf den Herzfrequenzanstieg ist in allen Gruppen auszuschließen, da in der Höhen-Klima-Simulationsanlage die Datenerhebung in körperlicher Ruhe stattfand und eine potentiell lebensbedrohliche Situation, wie der Exit aus einem Luftfahrzeug auf 12.000ft Höhe oder mehr, für die Probanden nicht gegeben war. Nach der Trennung von der Sauerstoffversorgung kommt es zu einem wahrscheinlich hypoxiebedingten reaktiven Anstieg der Herzfrequenz bis auf folgende Maximalwerte gemessen am jeweiligen Median.

Gruppe	HF ₀		HF _{max}	
	[min ⁻¹]	IQR	[min ⁻¹]	IQR
25.000ft	89	23	111	25,5
15.000ft (A)	87	18	98	18,3
15.000ft (B)	75	13	89	18

Tabelle 17: Höchste Herzfrequenz unter Hypoxie

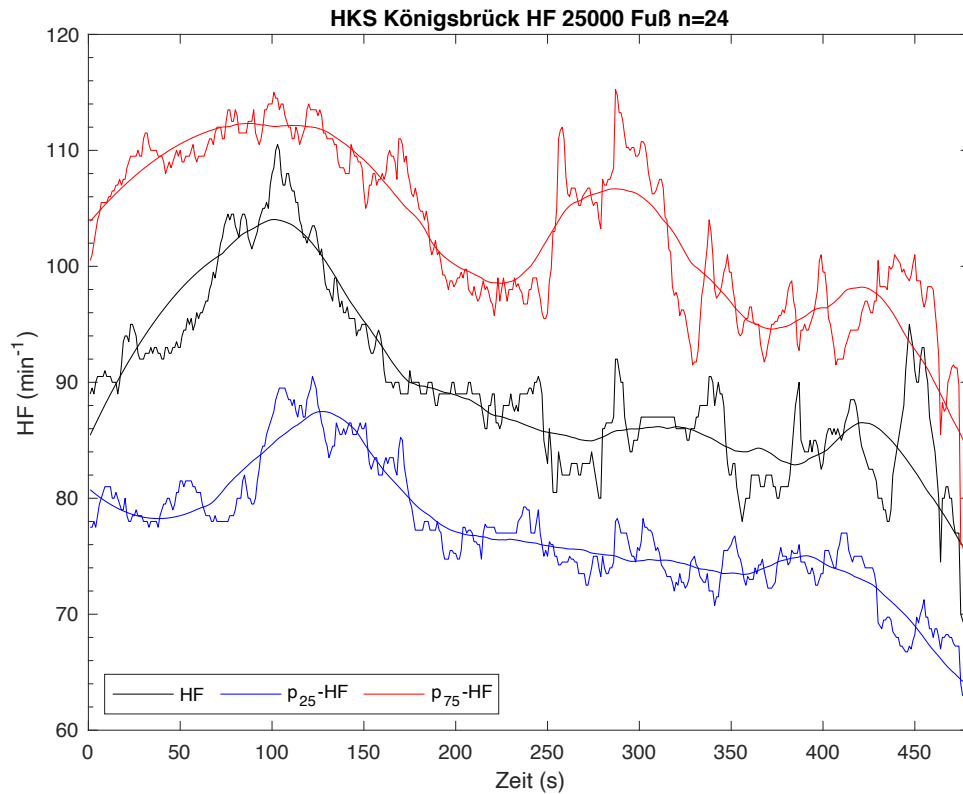


Diagramm 15: Verlauf Median Herzfrequenz auf 25.000ft

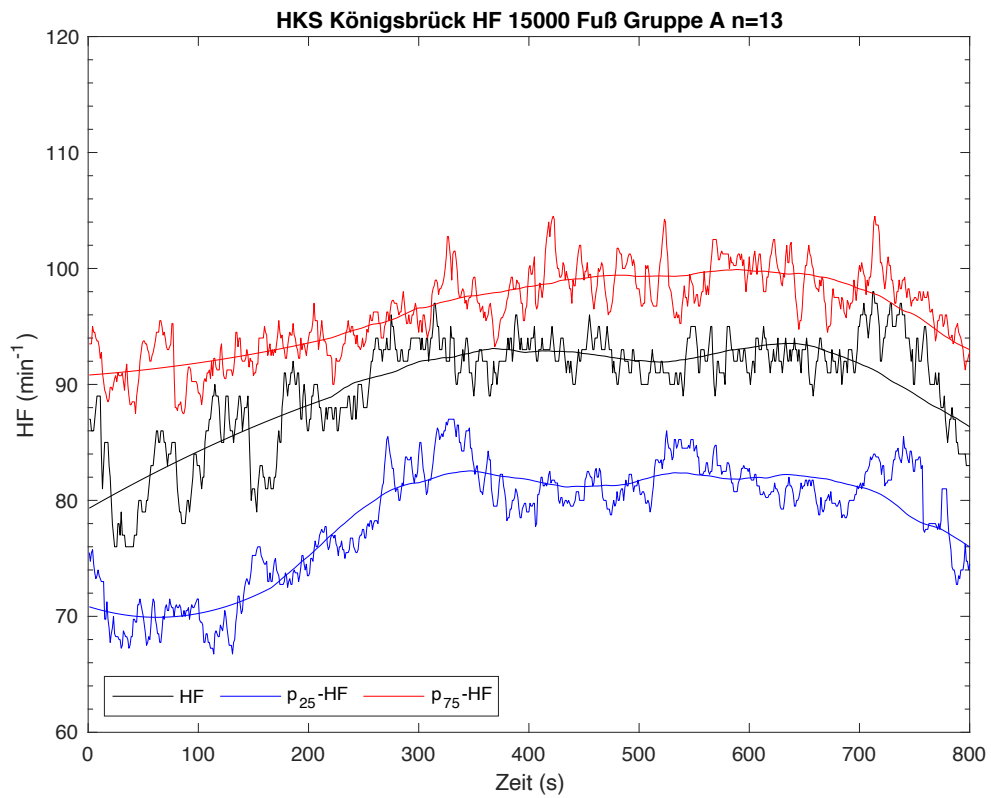


Diagramm 16: Verlauf Median Herzfrequenz auf 15.000ft Gruppe A

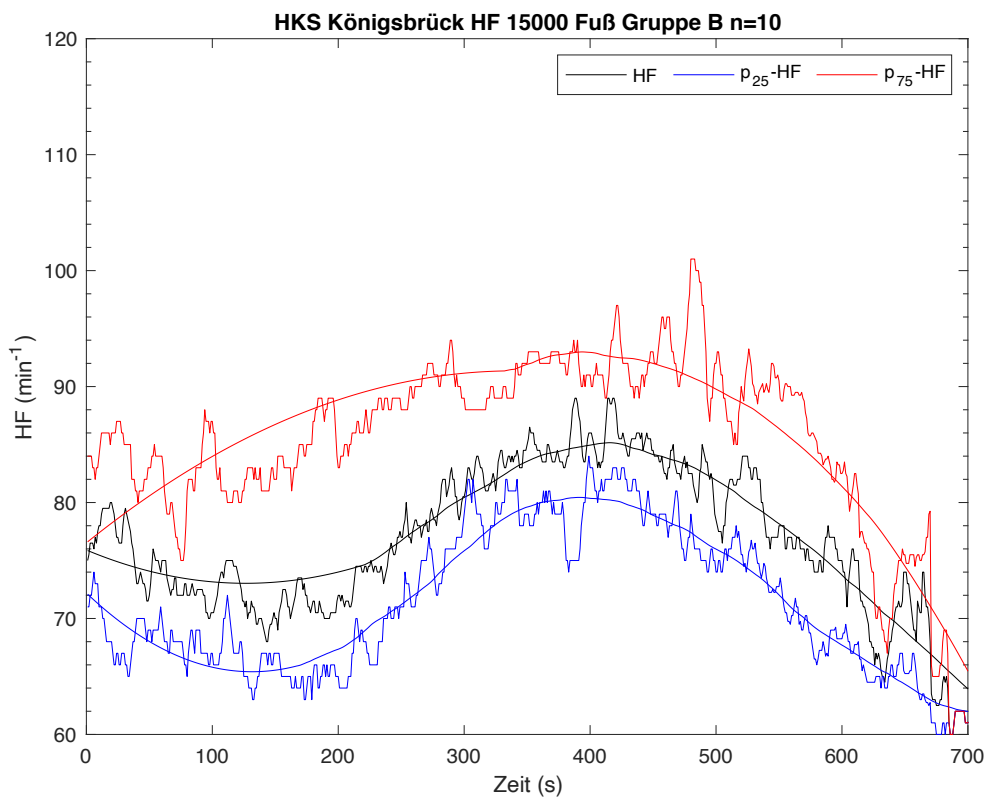


Diagramm 17: Verlauf Median Herzfrequenz auf 15.000ft Gruppe B

4.3.1.3. Körpertemperaturverläufe

Der Verlauf der Kurve von Körperkerntemperatur (KKT) und Körperoberflächentemperatur (KOFT) zeigt keine signifikante Veränderung weder auf 25.000ft, noch auf 15.000ft Höhe, was durch die konstanten klimatischen Bedingungen innerhalb der HKS mit einer Umgebungstemperatur von 21°C bei 45% Luftfeuchtigkeit zurückzuführen ist. Da die Probanden das Höhen-Zeit-Profil in sitzender Position und ohne körperliche Belastung durchlaufen haben, konnte es auch zu keinem belastungsbedingten Anstieg der jeweiligen Körperkerntemperaturwerte kommen oder zu einem durch luftstrombedingten Abfall der Körperoberflächentemperatur.

Gruppe	mediane	mediane	mediane
	Körperkerntemperatur [°C]	Körperoberflächentemperatur Arm [°C]	Körperoberflächentemperatur Bein [°C]
25.000ft	37,1	31,4	31,7
15.000ft (A)	37,1	31	32,2
15.000ft (B)	36,7	31,9	31,2

Tabelle 18: Mediane Werte von Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur an distalen Arm und Bein beidseits

Die Interquartilsabstände der Körperkern- und Körperoberflächentemperaturen sind klein und konstant. Sie zeigen somit eine gute Qualität der erhobenen Datensätze. Der Abfall der Armttemperaturen bei den Gruppen 25.000ft und 15.000ft Gruppe B gegen Ende der Aufzeichnung ist am ehesten sensorbedingt durch Bewegungsartefakte beim Wiederanschießen an die Sauerstoffversorgung der HKS am Ende der Hypoxie-Phasen zu werten. Der Wiederanschluss erfolgt im Gegensatz zur Trennung von der Sauerstoffversorgung durch die Probanden selbst.

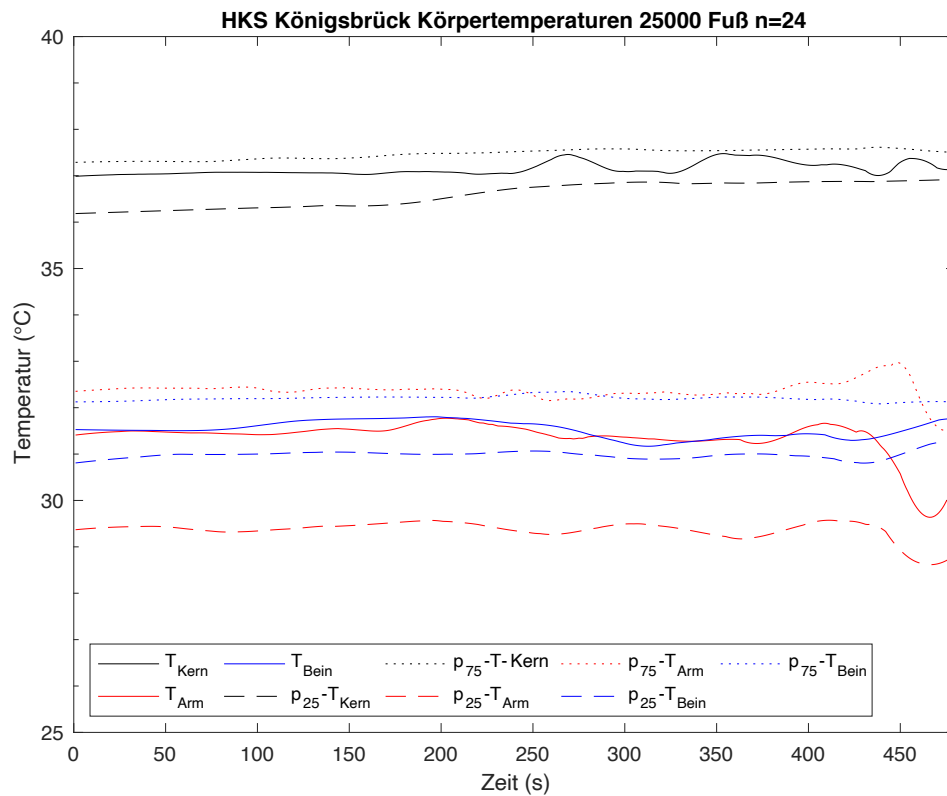


Diagramm 18: Verlauf Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur auf 25.000ft

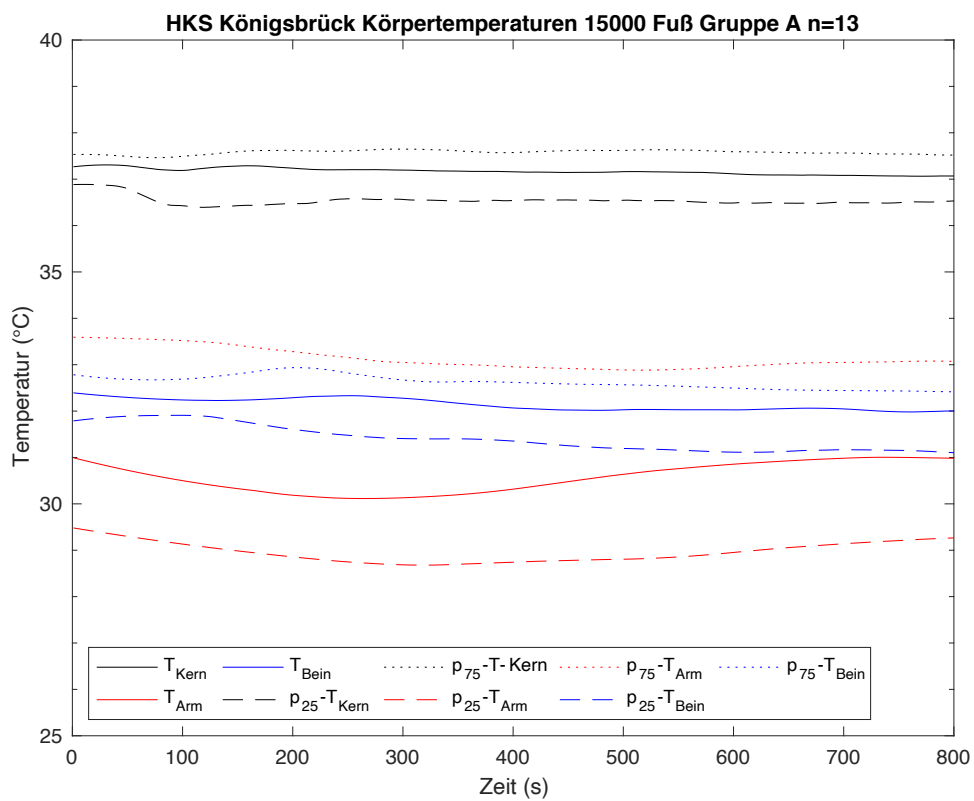


Diagramm 19: Verlauf Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur auf 15.000ft Gruppe A

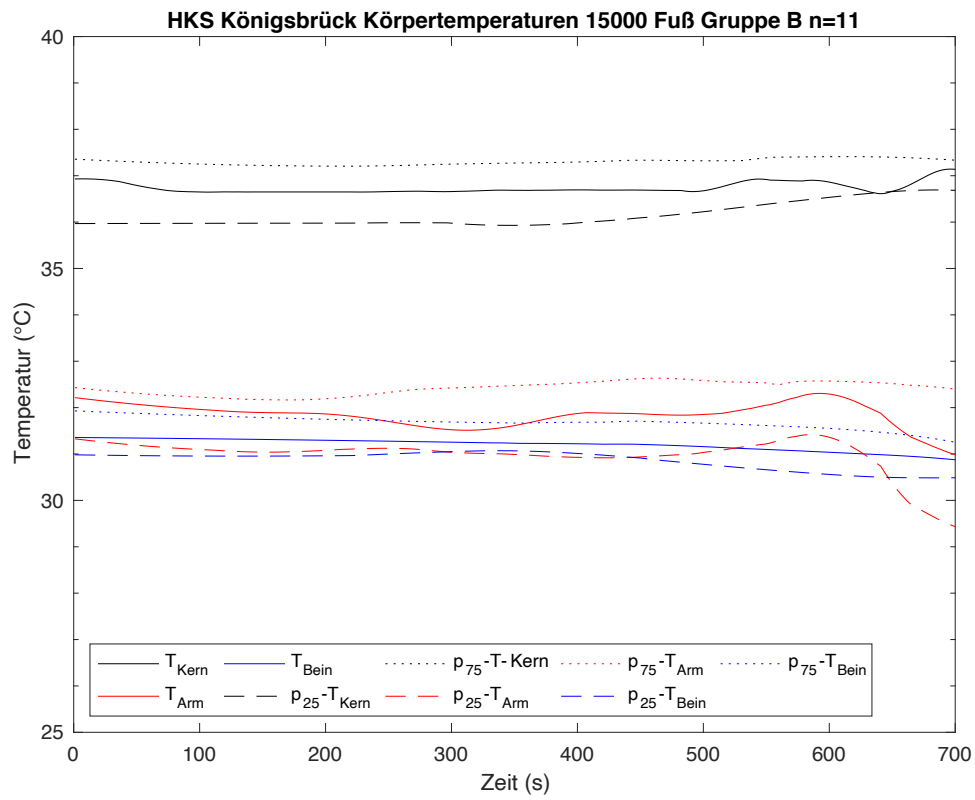


Diagramm 20: Verlauf Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur auf 15.000ft Gruppe B

4.3.2. Gruppe – Eloy

Die erste Erhebung physiologischer Parameter erfolgte im Zuge der Verlegung von Personal der Luftlande- und Transportschule Altenstadt im Rahmen der Sprungausbildung in Eloy, Arizona, USA.

Um die Praktikabilität und Sicherheit des HealthLab-Systems zu erproben, wurden 39 Probanden (34 Männer und 5 Frauen, militärisch und zivil; multinational) [38] verkabelt und vermessen. Diese erste in der Realität stattfindende Untersuchung war die Erprobung der Machbarkeit des physiologischen Messsystems. In dieser Untersuchung wurde keine Atemfrequenz gemessen.

Alle durchgeführten Sprünge haben eine Absetzhöhe von durchschnittlich 13.500ft. Die Springer mussten keinen 100%igen Sauerstoff gemäß der Vorschrift *Der Fallschirmsprungdienst* voratmen, obwohl sie über 12.000ft abgesetzt wurden, da am Flugplatz Eloy, AZ, der Sprungbetrieb nach den Vorschriften der United States Parachute Association (USPA) durchgeführt und aus einem zivilen Luftfahrzeug abgesetzt wurde [95].

Zur Auswertung der Sprünge, die in Eloy, AZ, USA durchgeführt wurden, lagen 47 verwertbare Datensätze vor, d.h. 47 durchgeführte Sprünge von insgesamt 51 konnten anhand einer guten Datenqualität zur Analyse herangezogen werden.

Jedoch unterscheiden sich die einzelnen geflogenen Höhen-Zeit-Profile in der Gesamtflugdauer und der Zeit auf der Absetzhöhe vor dem Exit, sodass die Gruppe geteilt werden musste, da die jeweiligen gesprungenen Höhen-Zeit-Profile eine sinnvolle Gesamtbetrachtung nicht zuließen.

Die Gruppe A mit einer Anzahl von $n=29$ Sprüngen hat nach dem Erreichen der Absetzhöhe eine durchschnittliche Zeit bis zum Exit von 68 Sekunden, die Gruppe B mit insgesamt $n=18$ Sprüngen eine durchschnittliche Zeit bis zum Exit von 200 Sekunden.

4.3.2.1. Sauerstoffsättigungsverläufe

Zur Auswertung der Sauerstoffsättigungsdaten konnten aufgrund der Datenqualität in Gruppe A 27 von 29 Sprüngen und in Gruppe B 17 von 18 Sprüngen verwendet werden. Beide Gruppen weisen einen konstant geringen Interquartilsabstand auf, was für eine Homogenität der erhobenen Datensätze spricht.

Die Springer in beiden Gruppen entsättigen bereits in der Aufstiegsphase. In Gruppe A wird 96% Sauerstoffsättigung ab einer Höhe von 4.672ft unterschritten, in Gruppe B

ab einer Höhe von 3.900ft. Beide Höhen liegen unterhalb der unter Punkt 2.4.1. beschriebenen Reaktionsschwelle, ab der der Organismus durch Anpassung von physiologischen Parametern den beginnenden Sauerstoffmangel bedingt durch den sinkenden Sauerstoffpartialdruck in der Umgebungsluft zu kompensieren beginnen soll. In den SpO₂-Graphen beider Gruppen zeigt sich jedoch eine stetige Sauerstoffsättigung. Der niedrigste mediane Punkt der Gruppe A wird bei 89% (IQR 5,8) in einer Höhe von 11.457ft erreicht und bei Gruppe B bei 84% (IQR 8,5) in 12.936ft, was hier am ehesten dem mit 200 Sekunden deutlich längerem Höhenplateau geschuldet ist.

Gruppe	niedrigster Punkt Sauerstoffsättigung		Höhe
	[%]	IQR	[ft]
A	89	5,8	11.457
B	84	8,5	12.936

Tabelle 19: Niedrigste mediane Sauerstoffsättigung mit korrespondierenden Höhen

Der Interquartilsabstand nimmt mit Beginn der Hypoxiephase ab 96% Sauerstoffsättigung ebenfalls zu und erreicht an den jeweiligen niedrigsten Punkten der Sauerstoffsättigung sein Maximum. Jedoch wird er wieder mit zunehmender Sauerstoffsättigung kleiner. Aufgrund dessen spricht der größer werdende IQR in der Desoxygenierungsphase hier nicht für eine schlechte Datenqualität, sondern zeigt eher die individuelle Reaktion auf den sinkenden Sauerstoffpartialdruck der Umgebungsluft der einzelnen Probanden auf und entspricht somit die unter Punkt 2.4.4 beschriebenen interindividuellen Hypoxiereaktionen. Nach dem Exit erreichen die Probanden der Gruppe A am Median betrachtet nach 29 Sekunden und die Probanden der Gruppe B nach 37 Sekunden wieder eine 96%ige Sauerstoffsättigung. Die mit 12 Sekunden deutlich längere Wiederaufsättigungszeit korreliert mit der längeren Hypoxiephase und der daraus resultierenden stärkeren Entsättigung der Gruppe B.

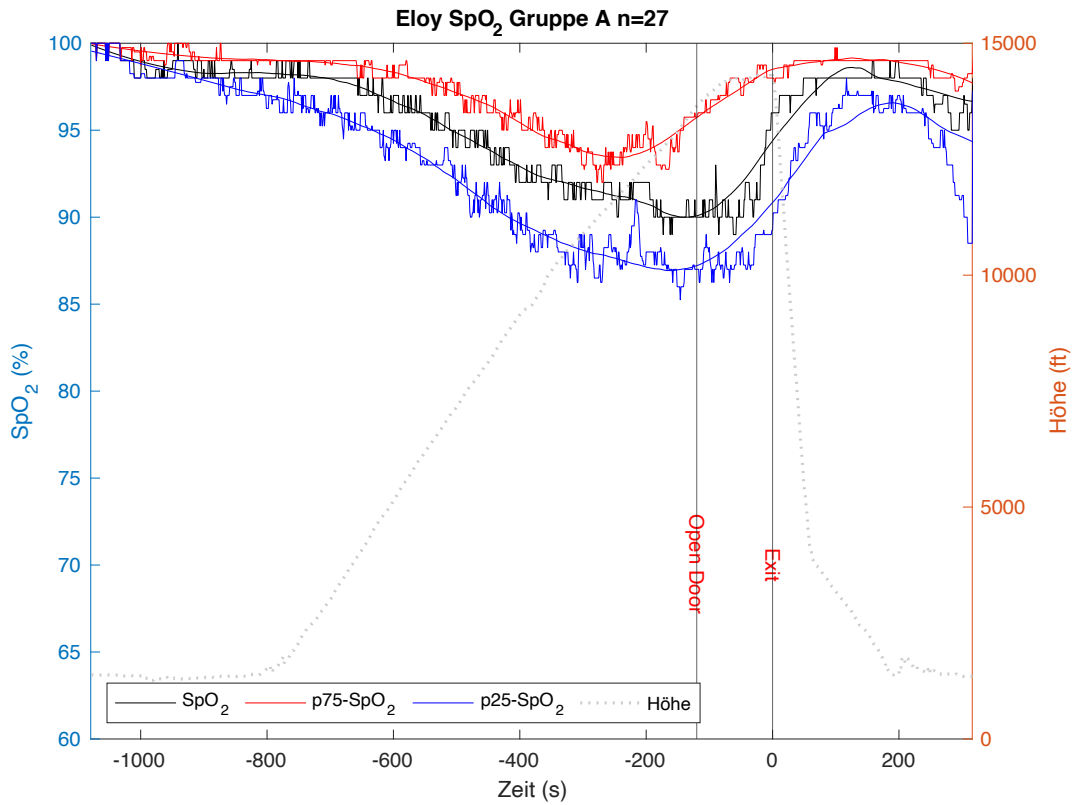


Diagramm 21: Median Sauerstoffsättigung Gruppe A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

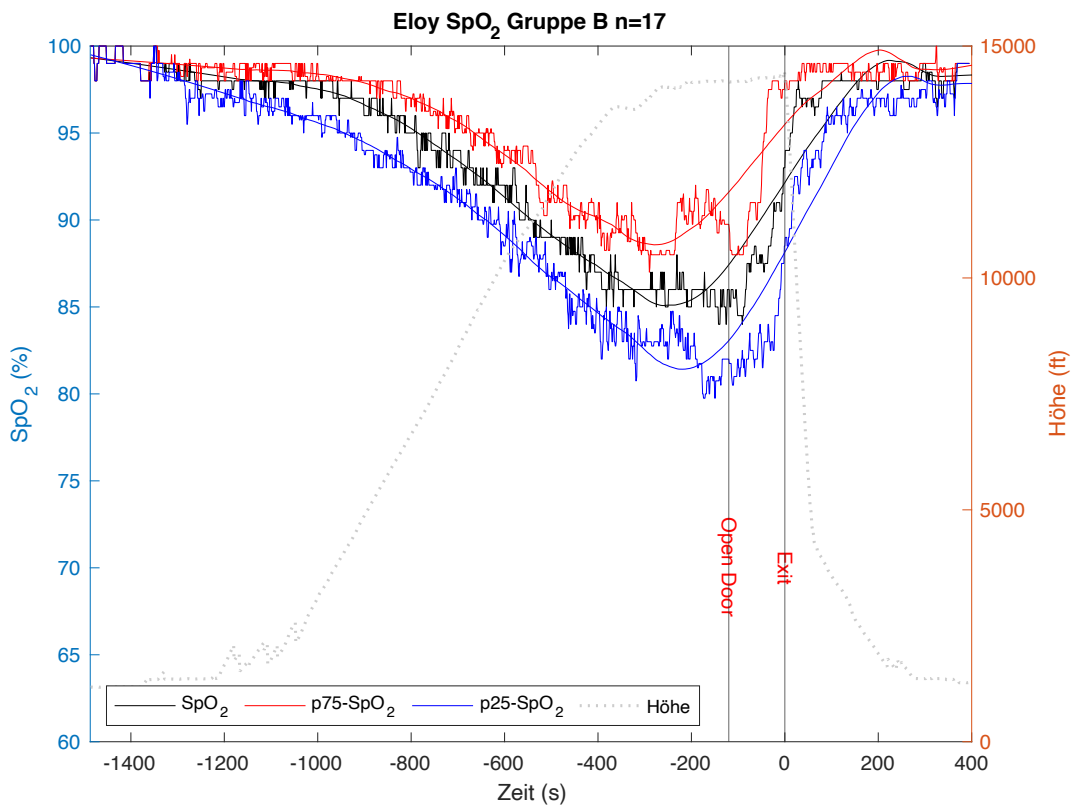


Diagramm 22: Median Sauerstoffsättigung Gruppe B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

4.3.2.2. Herzfrequenzverläufe

Zur Auswertung der Herzfrequenzdaten konnten bezüglich der Datenqualität in Gruppe A 28 von 29 Sprüngen verwendet werden, in Gruppe B war die Analyse bei allen aufgezeichneten Sprüngen (n=18) möglich. Der Interquartilsabstand der Gruppe A ist im Vergleich zu Gruppe B kleiner und konstanter. Dies bedeutet eine geringere Streubreite der erhobenen Datensätze bei Gruppe A.

Während des Steigflugs auf 13.500ft steigt die Herzfrequenz moderat. Dies ist als kompensatorische Reaktion auf die zunehmende Sauerstoffentsättigung im Steigflug zu werten, da es nach der Türöffnung bei ansteigender Sauerstoffsättigung hier zunächst zu einer leichten Reduktion der Herzfrequenz kommt.

Im Weiteren kristallisieren sich 3 markante Punkte im medianen Verlauf der Herzfrequenz heraus.

Gruppe	HF Takeoff		HF Exit		HF Schirmöffnung		HF Landung	
	[min ⁻¹]	IQR	[min ⁻¹]	IQR	[min ⁻¹]	IQR	[min ⁻¹]	IQR
A	87	10	131	20,5	129	17,5	121	23,5
B	77	12	125	22	142	29	128	54

Tabelle 20: Darstellung der medianen maximalen Herzfrequenz an markanten Punkten des Sprungablaufs

Ein erster sprunghafter Anstieg auf 131 min⁻¹ (IQR 20,5) in Gruppe A und 125 min⁻¹ (IQR 22) in Gruppe B erfolgt bei allen Probanden zum Exit, was eine stressbedingte Reaktion widerspiegelt. Der Exit stellt im Sprungablauf eine deutliche Stresssituation dar, da das Luftfahrzeug verlassen wird und der freie Fall auf die Springer zu kommt. Die hohen Interquartilsabstände sind einerseits auf die individuellen Stressreaktionen eines jeden Einzelnen und auf die unterschiedlichen Erfahrungsniveaus der einzelnen Probanden andererseits zurückzuführen. Ein Springer mit 2 Sprüngen als Erfahrungsreferenz hat eine andere Stresssituation zu bewältigen als ein Springer mit 13.500 Sprüngen als Referenz. Gleichwohl ist der Exit auch für einen erfahrenen Springer ein Stressmoment.

Der zweite Anstieg ist kurz vor und während der Schirmöffnung zu verzeichnen. Dies ist ein weiteres Schlüsselmoment für jeden einzelnen Springer, da eine komplikationslose Schirmöffnung und ein funktionstüchtiger Schirm entscheidend für das Überleben ist. Gemessen am Median beträgt hier die maximale Herzfrequenz in Gruppe A 129 min⁻¹ (IQR 17,5) und in Gruppe B 142 min⁻¹ (IQR 29). Der auch hier deutliche Interquartilsabstand ist ebenfalls aufgrund individueller Stressreaktionen zu

verstehen, da eine optimale Schirmöffnung für jeden Einzelnen wichtig ist, unabhängig des jeweiligen Erfahrungsstandes. Allerdings sollte hier auch die Eventualität der Beeinflussung des Sensors mit in Betracht gezogen werden, da der Polargurt zur Detektion der Herzfrequenz unterhalb des Brustgurtes des Fallschirmsystems sitzt, auf den während der Schirmöffnung die meiste Kraftereinwirkung ausgeübt wird. Somit kann es zu falsch hohen oder niedrigen Werten in der Aufzeichnung kommen. Ein letzter, aber weniger markanter Anstieg verzeichnet sich während der Landung. Hier kommt es erneut zu einer Stresssituation, da schlechte Landungen immer mit einem hohen Verletzungsrisiko einhergehen. In Gruppe A kommt es hier erneut zu einem medianen Anstieg auf 121 min^{-1} (IQR 23,5) und in Gruppe B auf 128 min^{-1} (IQR 54). In Gruppe A ist der hohe Interquartilsabstand am ehesten auf die unterschiedliche Sprungerfahrung innerhalb der Gruppe zurückzuführen. Eine Landephase ist für Springer immer ein deutliches Belastungsmoment. In Gruppe B bei einem mehr als doppelt so hohen Interquartilsabstand ist eher eine Sensordislokation zu diskutieren, da der IQR hier seit der Schirmöffnung unverändert hoch bleibt. Somit unterliegen die Datensätze der Gruppe B einer größeren Streubreite.

Beide Gruppen erreichen ihre Ausgangsherzfrequenz nach der Landung nicht direkt wieder. Dies ist allerdings darauf zurückzuführen, dass der Schirm in der Landezone grob zusammengepackt und wegtransportiert werden muss, was ebenfalls eine körperliche Anstrengung darstellt.

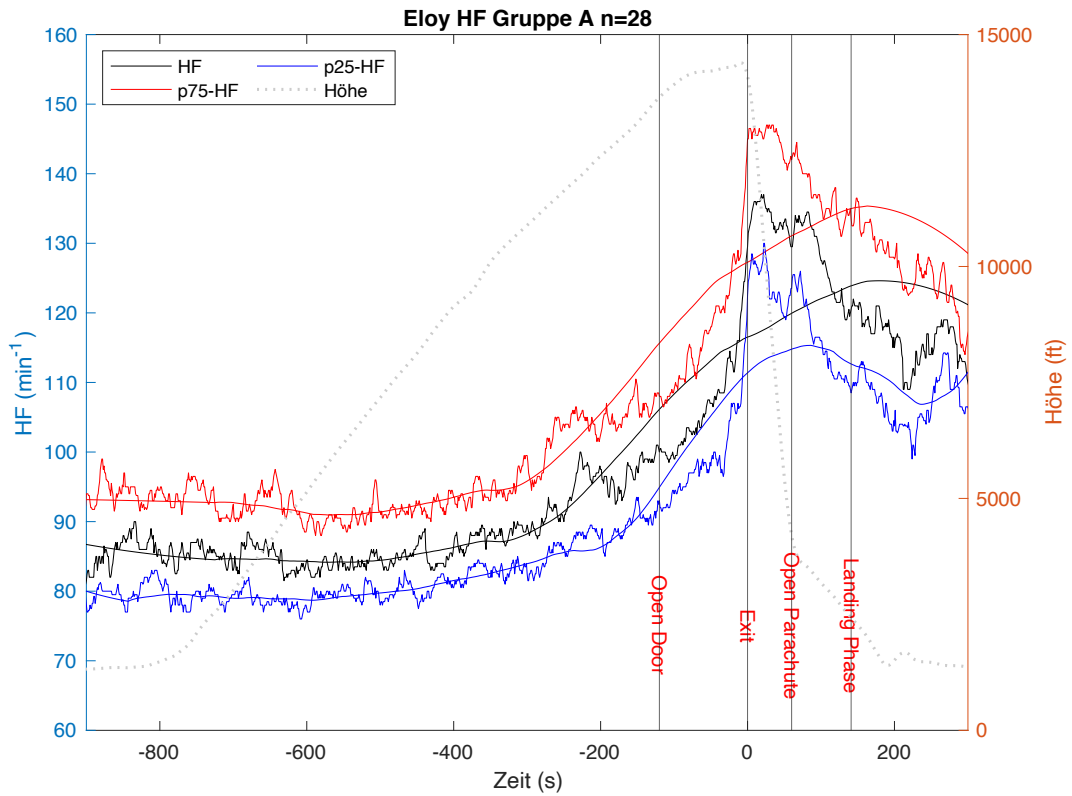


Diagramm 23: Median Herzfrequenz Gruppe A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

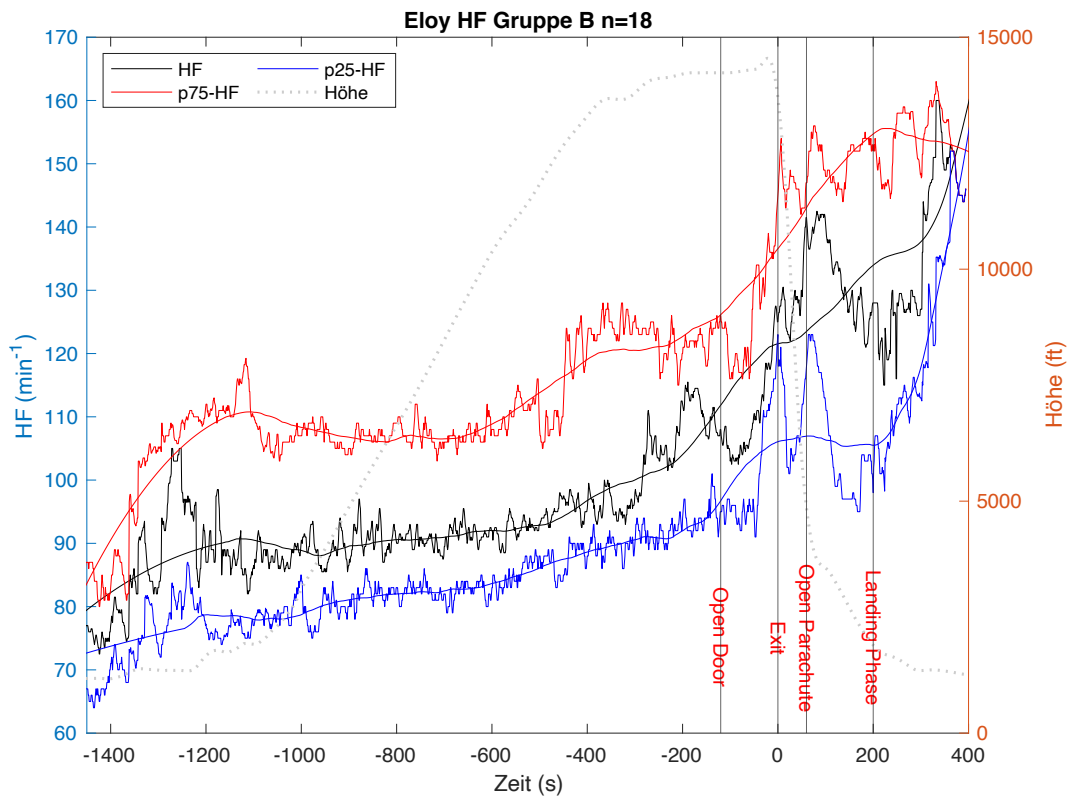


Diagramm 24: Median Herzfrequenz Gruppe B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

4.3.2.3. Körpertemperaturverläufe

Für die Datenauswertung der Körperkerntemperatur konnten in Gruppe A 28 von 29 Datensätzen und in Gruppe B 11 von 18 Datensätzen ausgewertet werden. Für die Auswertung der Körperoberflächentemperaturen wurden in Gruppe A alle 29 Datensätze aufgrund einer guten Qualität betrachtet, in Gruppe B konnte dies nur bei 17 von 18 Datensätzen erfolgen. Der Interquartilsabstand ist in beiden Gruppen auch nach dem Exit konstant klein und zeigt eine geringe Streubreite der erhobenen Datensätze auf. Beide Gruppen zeigen einen fast konstanten Verlauf der Körperkerntemperaturkurve mit einem medianen Durchschnittswert von 37,5°C (Gruppe A) und 37,4°C (Gruppe B).

Gruppe	KKT Takeoff		KKT 6 Min. vor Exit		KKT Schirmöffnung		KKT Landung	
	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR
A	37,3	0,7	37,5	1,1	37,6	1,9	37,9	1,7
B	36,7	0	37,4	0,3	37,4	0,6	37,6	0,5

Tabelle 21: Körperkerntemperaturen (KKT) an markanten Punkten des Sprungablaufs

Die an markanten Punkten des Sprungablaufes dargestellten Körperkerntemperaturen zeigen keinen signifikanten Unterschied bei konstant kleinen Interquartilsabständen. Der Punkt 6 Minuten vor Exit wurde gewählt, da ein Messpunkt vor dem Exit auf Höhe gezeigt werden und hier ein Aktivieren der portablen Sauerstoffversorgung in den nächsten zu vermessenden Gruppen erfolgen soll. Deshalb ist dieser Messpunkt für alle Gruppen auch ohne OXYJUMP-System festgelegt worden. Deutlichere Veränderungen sind bei den Körperoberflächentemperaturen der oberen und unteren Extremitäten sichtbar. Hier ist trotz der Verlaufsveränderung bei beiden Gruppen ein konstant kleiner Interquartilsabstand zu sehen, was für eine gute Qualität der Temperaturdatensätze der Extremitäten spricht. Diese nehmen nach dem Verlassen des Luftfahrzeugs maximal gemessen am Median bis auf die folgenden Werte ab:

Gruppe	niedrigste KOFT Arm		niedrigste KOFT Bein	
	[°C]	IQR	[°C]	IQR
A	26,8	3,1	27,4	4,7
B	26,2	5,1	23,3	5,1

Tabelle 22: Niedrigste mediane Temperaturen der Körperoberfläche gemessen an distalen oberen und unteren Extremitäten beidseits

Trotz dessen, dass die Sprünge in Eloy mit einer durchschnittlichen Temperatur im November von 15,5°C [94] als Wärmesprünge zu betrachten sind, kommt es zu einer starken Auskühlung der Extremitäten durch den Luftstrom. Ausgehend von den Tagestemperaturen der Wetterdatenbank [82] von Tucson, AZ, USA, reduziert sich die Temperatur um 2°C pro 1.000ft Höhe gemäß der internationalen Standardatmosphäre. Somit ist die mediane Temperatur auf 13.500ft Absetzhöhe gemäß Punkt 4.2. -10°C und begründet die Auskühlung der Extremitäten vor allem in Kombination mit dem Luftstromeinfluss im Freifall.

Nach der Landung konnten die Ausgangswerte der Hauttemperatur vor dem Exit nicht wieder direkt erreicht werden, was darauf hindeutet, dass eine Normalisierung deutlich verzögert eintritt.

Gruppe	KOFT Takeoff				KOFT 6 Min. vor Exit				KOFT Schirmöffnung				KOFT Landung			
	Arm		Bein		Arm		Bein		Arm		Bein		Arm		Bein	
	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR
A	32,2	2,2	32,8	1,6	31,9	1,8	32,3	1,9	27,7	2,9	27,7	3,9	28,8	2,3	28,4	3,2
B	33,9	0	30,2	0	32,2	1,8	31,9	2,7	27,2	3,1	27,9	3,4	28,5	3,7	28	2,5

Tabelle 23: Körperoberflächentemperaturen (KOFT) an markanten Punkten des Sprungablaufs

Ein IQR von 0 zeigt an diesen entsprechenden Stellen eine hohe Datenqualität.

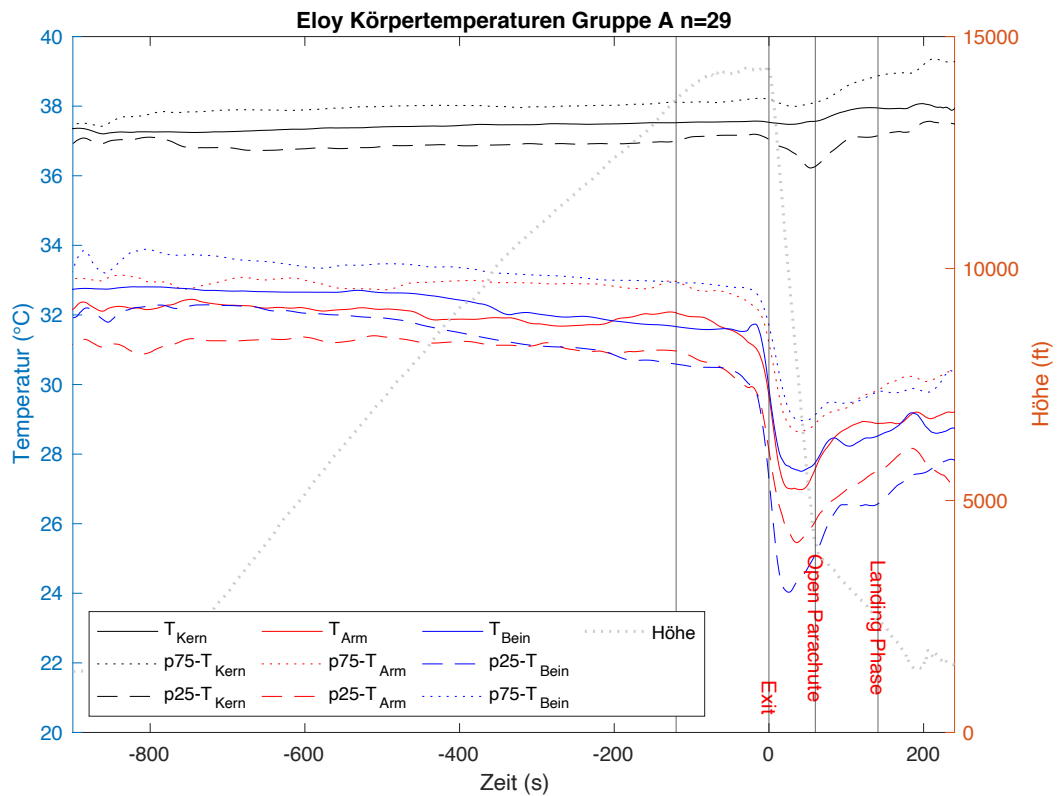


Diagramm 25: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

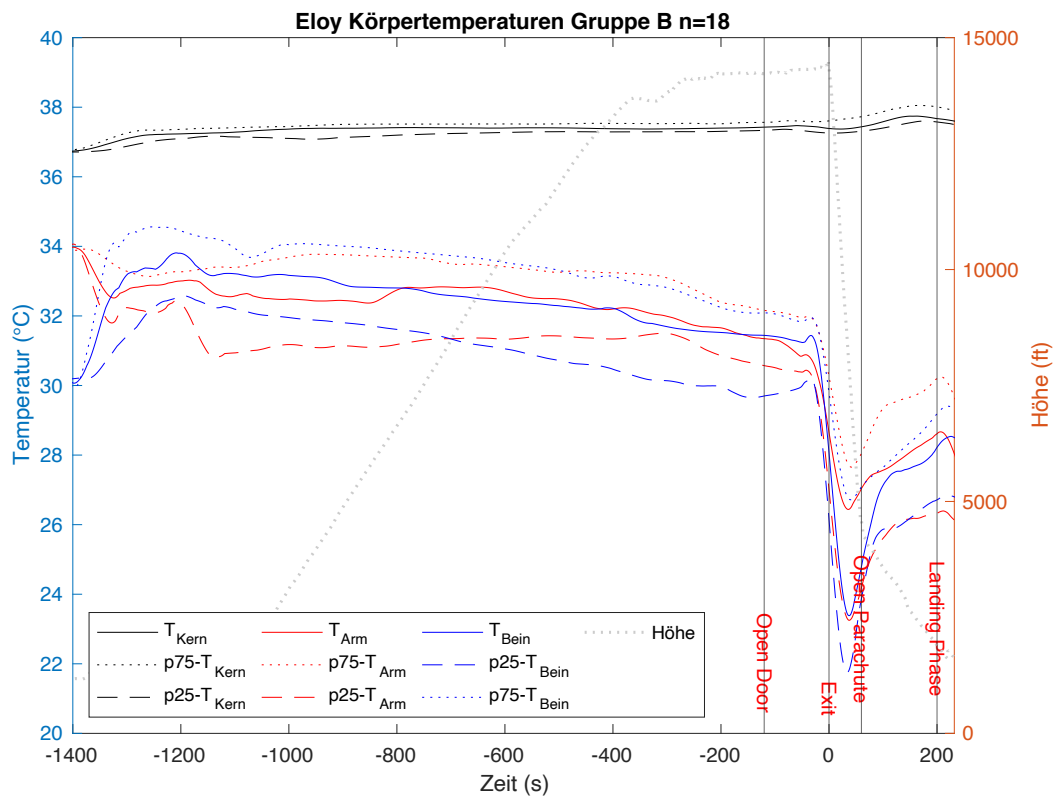


Diagramm 26: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

4.3.3. Gruppe – Coolidge

Die zweite Messreihe wurde in Coolidge, Arizona, USA, durchgeführt. Die Sprünge der Gruppe Coolidge wurden alle mit dem unter Punkt 2.5.1. beschriebenen OXYJUMP-System durchgeführt. Auch hier wurde die Gruppe aufgrund unterschiedlicher Höhen-Zeit-Profile in 3 Untergruppen (1, 2 und 3) aufgeteilt, um eine präzisere Verlaufsdarstellung zu ermöglichen. Durchgeführt wurden 15 auswertbare HALO-Sprünge sowie 4 geplante HAHO-Sprünge (Gruppe 4), die aus ablauf- und flugtechnischen Gründen in der geplanten Absetzhöhe von 12.000ft noch vor dem Exit abgebrochen werden mussten und gesondert dargestellt werden.

Da die Absetzhöhe 12.000ft betrug, war eine Voratemzeit und eine Sauerstoffversorgung während des Sprungablaufes auch hier entsprechend der unter Punkt 4.3.2. erläuterten USPA-Vorschriften und unter Punkt 2.4.8.3. erläuterten Vorschriften grundsätzlich nicht notwendig. Dennoch wurden alle Springer mit dem OXYJUMP-System ausgestattet, um die Funktionalität und Praktikabilität des Systems zu testen. Somit gab es seitens der Sprungleitung keine präzise Vorgabe, zu welchem Zeitpunkt jeder einzelne Springer die portable Sauerstoffversorgung aktivieren muss. Die Springer konnten unterhalb von 10.000ft nach der Schirmöffnung die Masken individuell öffnen.

4.3.3.1. Sauerstoffsättigungsverläufe

Wie in der unter Punkt 4.3.2. beschriebenen Gruppe sieht man auch hier bei den Springern ein Absinken der Sauerstoffsättigung bereits im Steigflug. Bei allen 3 Gruppen fällt jedoch auf, dass es trotz der unterschiedlichen Zeitpunkte für den Anschluss an das OXYJUMP-System zu einer deutlichen Wiederaufsättigung und eines darauffolgenden stabilen Sauerstoffsättigungsniveaus kommt. In Gruppe 1 konnten 3 von 5, in Gruppe 2 4 von 5 und in Gruppe 3 alle Datensätze aufgrund ihrer Qualität betrachtet werden. Somit ergeben sich folgende niedrigste Sättigungspunkte gemessen am Median vor dem Anschluss an das OXYJUMP-System:

Gruppe	niedrigster Punkt Sauerstoffsättigung		Höhe
	[%]	IQR	[ft]
1	94	8,3	2.770
2	84,5	9	8.619
3	85	18,3	12.116

Tabelle 24: Niedrigste mediane Sauerstoffsättigung vor Anschluss an das OXYJUMP-System mit korrespondierenden Höhen

Nach dem Anschluss an die Sauerstoffversorgung erreichten die Springer nach folgenden Zeiten und Höhen wieder eine Sauerstoffsättigung von mindestens 96%, gemessen am Median ausgehend vom niedrigsten Punkt der Sauerstoffsättigung:

Gruppe	Zeit bis 96% Sauerstoffsättigung vom niedrigsten Punkt der Sauerstoffsättigung [s]	Höhe [ft]
1	116	3.044
2	253	11.808
3	66	4.980

Tabelle 25: Zeit der Wiederaufsättigung bis mindestens 96% SpO₂ gemessen am Median mit korrespondierenden Höhen

Nach dem Anschluss an das OXYJUMP-System und Erreichen der 96% Sauerstoffsättigung wird bei allen Gruppen der Interquartilsabstand deutlich reduziert und zeigt damit eine verringerte Streubreite der Datensätze. Bei Gruppe 3 werden 96% allerdings mit 4.980ft erst im Freifall erreicht. Die Teilnehmer der Gruppe 1 haben bereits so früh das portable Sauerstoffsystem aktiviert, dass sie noch im Steigflug bei 3.044ft wieder eine mediane 96%ige Sauerstoffsättigung erreicht haben. Des Weiteren wird mit der Aktivierung des Sauerstoffsystems eine konstante Oxygenierung des Blutes erreicht.

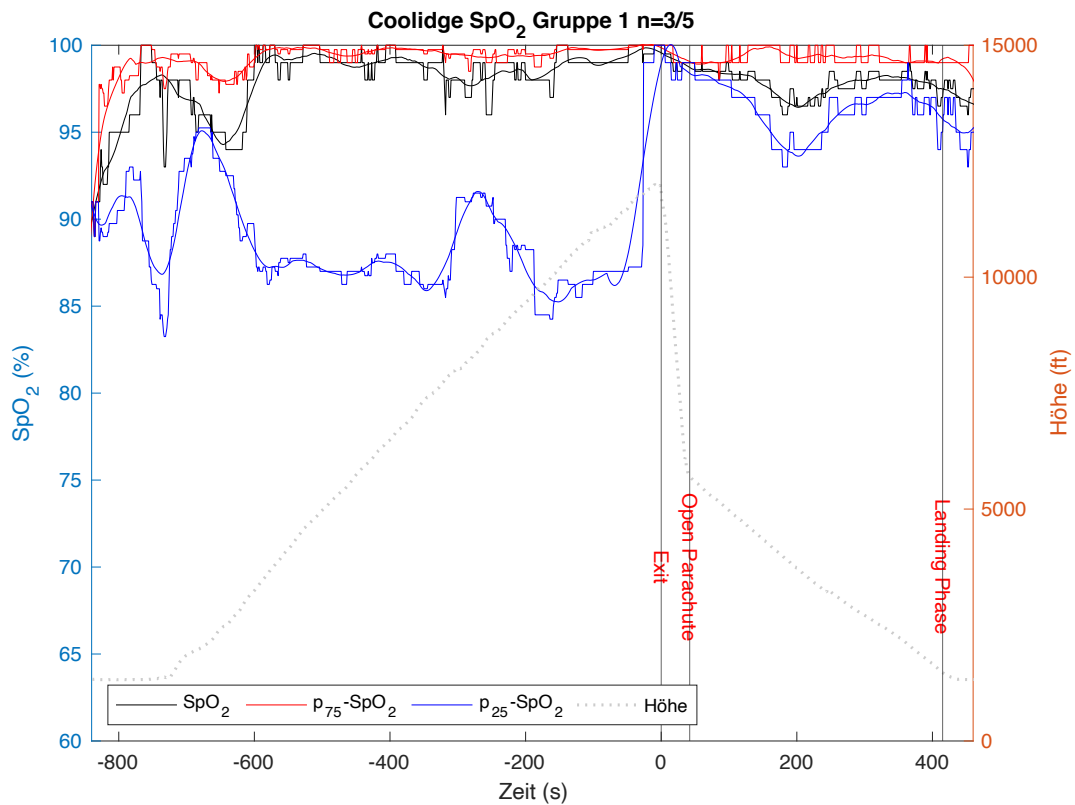


Diagramm 27: Median Sauerstoffsättigung Gruppe 1 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

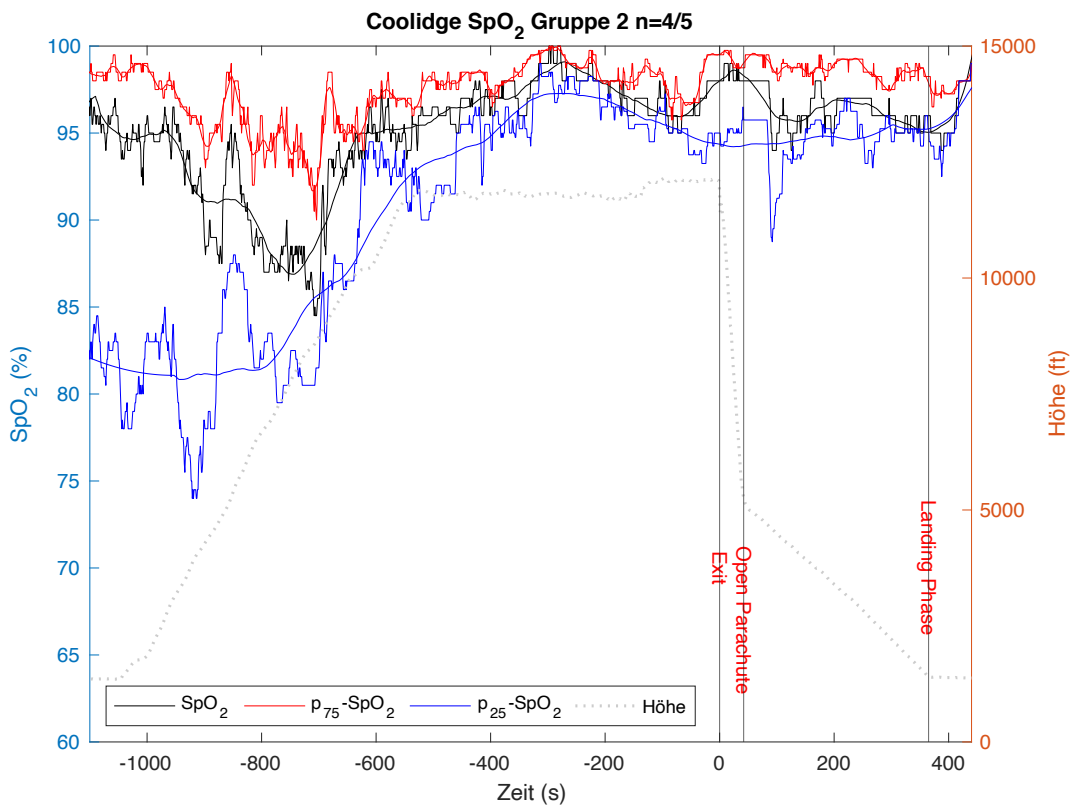


Diagramm 28: Median Sauerstoffsättigung Gruppe 2 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

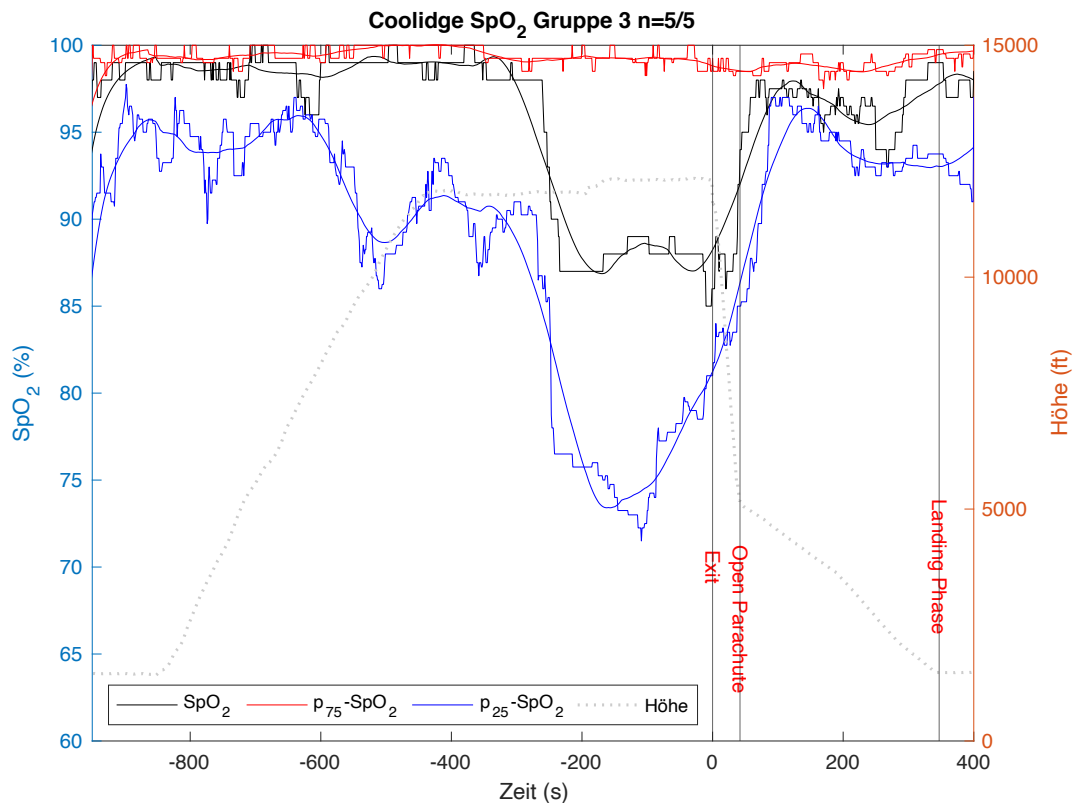


Diagramm 29: Median Sauerstoffsättigung Gruppe 3 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

4.3.3.2. Herzfrequenzverläufe

Zur Darstellung der Herzfrequenz konnten alle aufgezeichneten Datensätze aufgrund einer guten Aufzeichnungsqualität verwendet werden, was sich an den geringen Interquartilsabständen zeigt. Somit liegt eine geringe Streubreite der Datensätze vor.

In allen Gruppen ist ein stetiger Anstieg der Herzfrequenz im Steigflug bis zum Exit zu verzeichnen und zeigt an markanten Punkten, wie Schirmöffnung und Landung, einen jeweiligen Anstieg der Herzfrequenz.

Gruppe	HF Takeoff		HF Exit		HF Schirmöffnung		HF Landung	
	[min ⁻¹]	IQR	[min ⁻¹]	IQR	[min ⁻¹]	IQR	[min ⁻¹]	IQR
1	98	6,8	132	16	141	9,5	128	33
2	96	14	128	20	135	19,3	144	26
3	90	20	124	14	146	26,3	150	24

Tabelle 26: Darstellung der medianen maximalen Herzfrequenz an markanten Punkten des Sprungablaufs

Nach der Aktivierung des portablen Sauerstoffsystems und der danach erfolgten Stabilisierung des Sauerstoffsättigungsniveaus ist auch bei dieser Vermessungsreihe,

wie in der Gruppe Eloy, ein Anstieg der Herzfrequenz an den entsprechenden Punkten wie Exit, Schirmöffnung und Landung zu sehen. Obwohl in dieser Gruppe kein unerfahrener Springer (kleinste Sprunganzahl 350 Sprünge) vermessen wurde, lassen die Ergebnisse vermuten, dass auch ein hohes Erfahrungsniveau das Stresslevel zu gewissen Schlüsselmomenten im Sprungablauf nicht reduzieren kann.

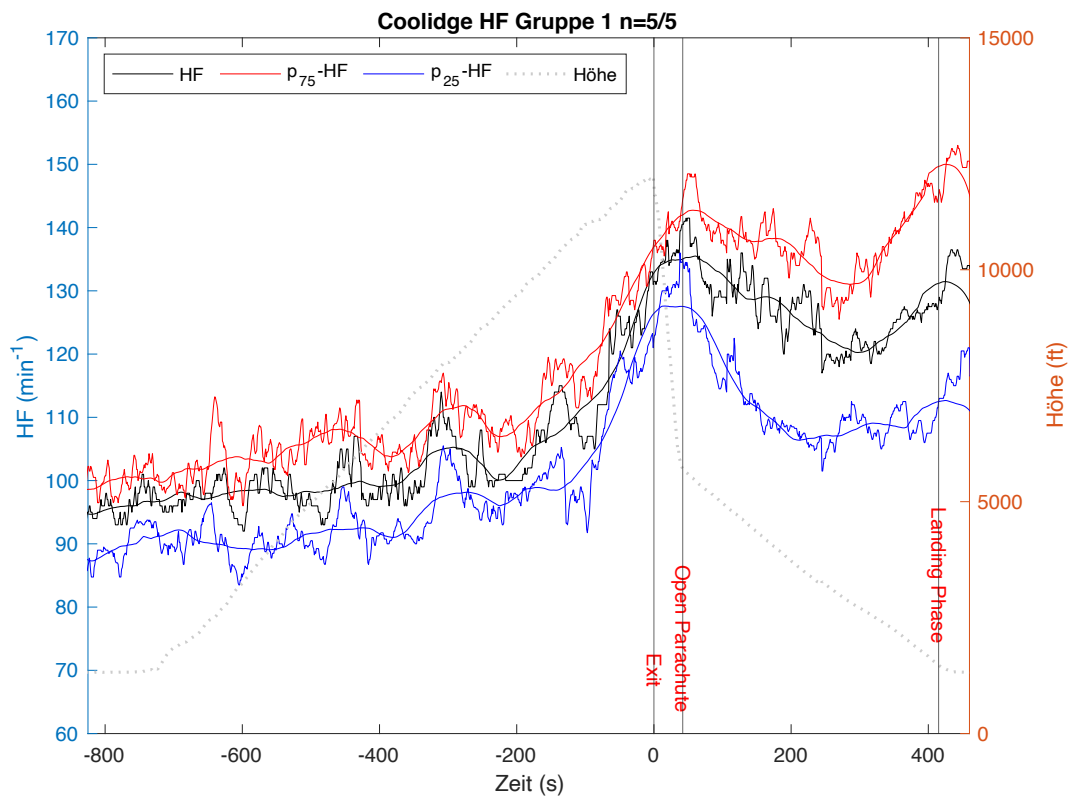


Diagramm 30: Median Herzfrequenz Gruppe 1 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

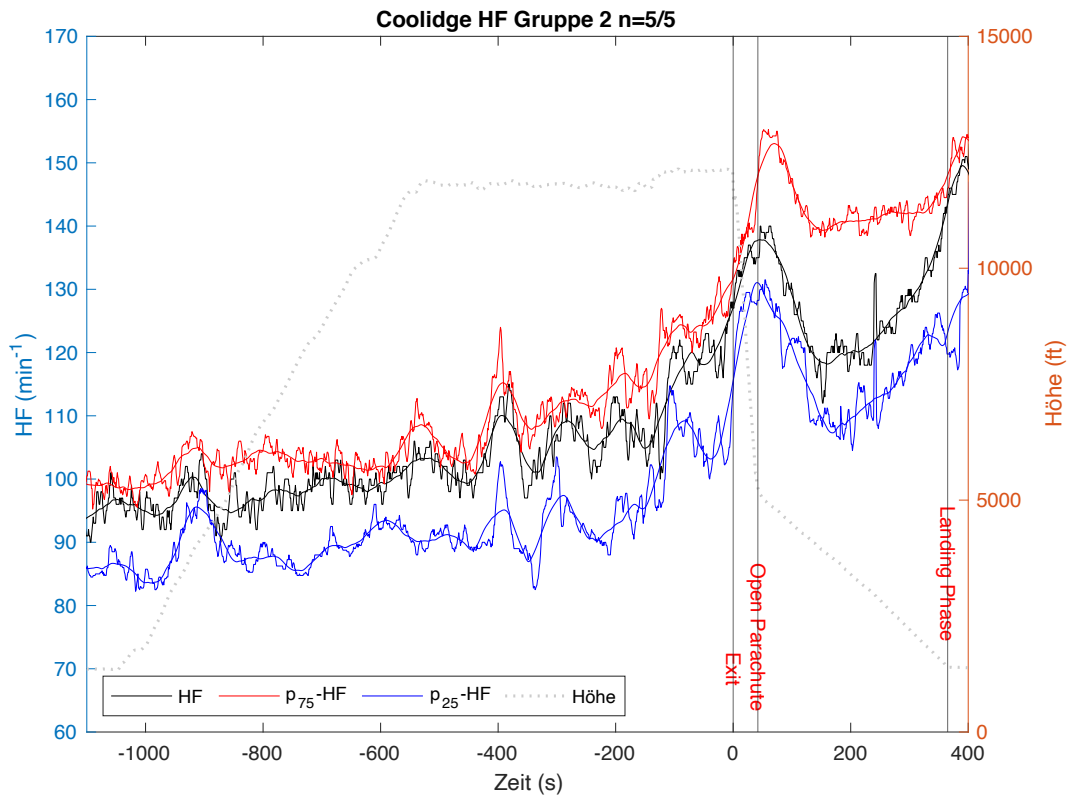


Diagramm 31: Median Herzfrequenz Gruppe 2 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

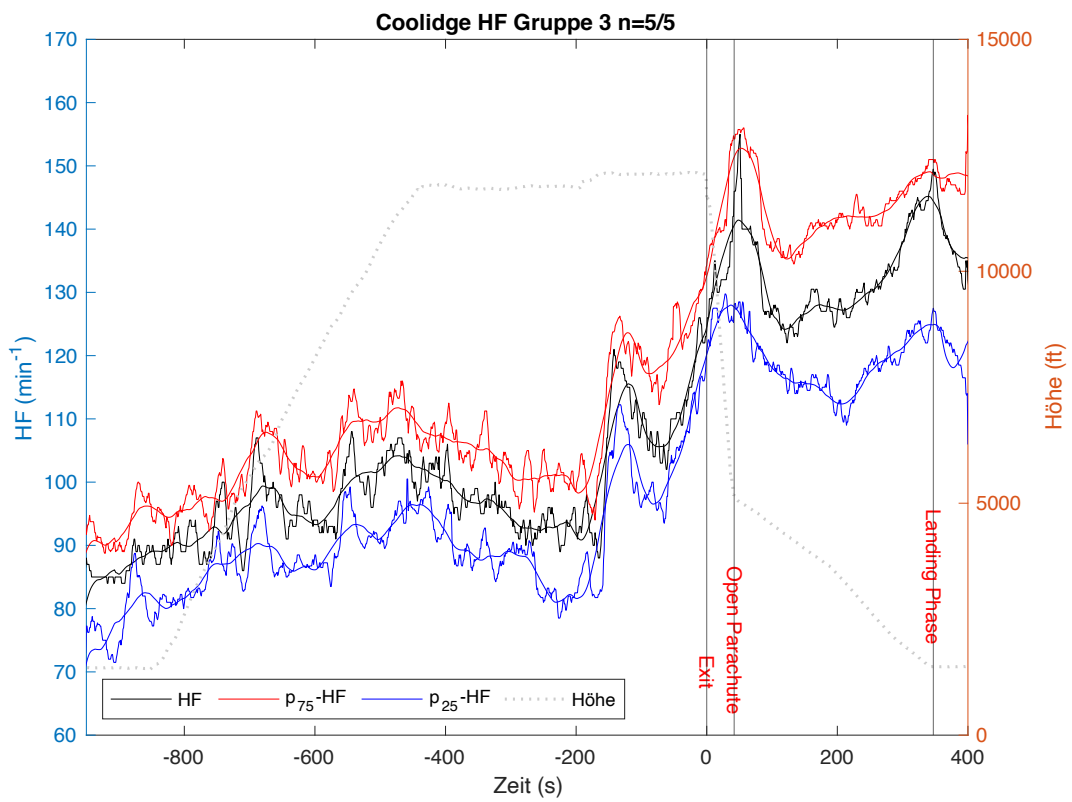


Diagramm 32: Median Herzfrequenz Gruppe 3 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

4.3.3.3. Körpertemperaturverläufe

Die Datensätze der Körperkerntemperaturen konnten alle zur Auswertung herangezogen werden, hingegen waren Datensätze der Körperoberflächentemperaturen bezüglich ihrer Qualität weniger gut, sodass in jeder Gruppe je ein Datensatz von Arm und Bein nicht einbezogen werden konnte.

Die jeweiligen geringen Interquartilsabstände weisen auf eine geringe Streubreite hin. In allen 3 Gruppen zeigt sich ein konstanter Verlauf der Körperkerntemperatur. In Gruppe 1 beträgt die mediane Körperkerntemperatur 37,8°C, in Gruppe 2 37,7°C und in Gruppe 3 37,2°C. In Gruppe 2 und 3 wird der IQR der Körperkerntemperatur nach dem Exit größer, die Gruppe 2 zeigt sogar während der Freifallphase eine Verminderung der Körperkerntemperatur gemessen am Median von 37,7°C (IQR 3,55) auf 35,8°C (IQR 7,0) Auch hier ist am ehesten eine Sensorbeeinflussung durch den im freien Fall herrschenden Luftstrom anzunehmen.

Gruppe	KKT Takeoff		KKT 6 Min. vor Exit		KKT Schirmöffnung		KKT Landung	
	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR
1	37,7	2,4	37,8	2,0	37,7	3,0	38,1	5,3
2	37,7	2,1	37,7	2,2	35,1	7,0	37,9	5,7
3	37,4	1,8	37,3	1,5	36,9	1,9	37,2	2,2

Tabelle 27: Körperkerntemperaturen (KKT) an markanten Punkten des Sprungablaufs

Die Körperoberflächentemperaturen der distalen oberen und unteren Extremitäten fallen wie auch bei der Gruppe Eloy nach dem Exit ab, obwohl die Sprünge in Coolidge ebenfalls als Wärmesprünge aufgrund der gleichen klimatischen Bedingungen zu betrachten sind. Jedoch liegen die medianen Umgebungstemperaturen entsprechend der erfassten meteorologischen Daten (Punkt 4.2.) auf Absetzhöhe bei -5,5°C.

Gruppe	niedrigste KOFT Arm		niedrigste KOFT Bein	
	[°C]	IQR	[°C]	IQR
1	28,1	4,2	27,8	1,8
2	27,5	1,2	27,4	4,4
3	26,9	3,6	26,2	4,2

Tabelle 28: Niedrigste mediane Temperaturen der Körperoberfläche gemessen an distalen oberen und unteren Extremitäten beidseits

Der IQR der Körperoberflächentemperaturen ist in Gruppe 3 bereits zu Beginn des Höhen-Zeit-Profiles deutlich größer. Am ehesten ist hier eine suboptimale Platzierung der NTC-Sonden an den distalen oberen und unteren Extremitäten wahrscheinlich. Jedoch zeigt der Median der Körperoberflächentemperaturen ebenfalls den Abfall nach dem Verlassen des Luftfahrzeuges an.

Gruppe	KOFT Takeoff				KOFT 6 Min. vor Exit				KOFT Schirmöffnung				KOFT Landung			
	Arm		Bein		Arm		Bein		Arm		Bein		Arm		Bein	
	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR
1	31,9	2,3	33,8	0,8	32	0,9	33,4	0,7	28,6	3,1	28,4	1,4	28,6	4	29,3	1
2	31,2	1,3	32,1	2	31,6	1,3	31,4	2,4	28,2	1,4	27,6	4,1	29,7	1,2	28,9	2,5
3	30,2	1,5	32,3	2,8	30,2	1,2	31,8	3,6	27,7	3,9	26,9	4,1	29	3,8	29,4	3,2

Tabelle 29: Körperoberflächentemperaturen (KOFT) an markanten Punkten des Sprungablaufs

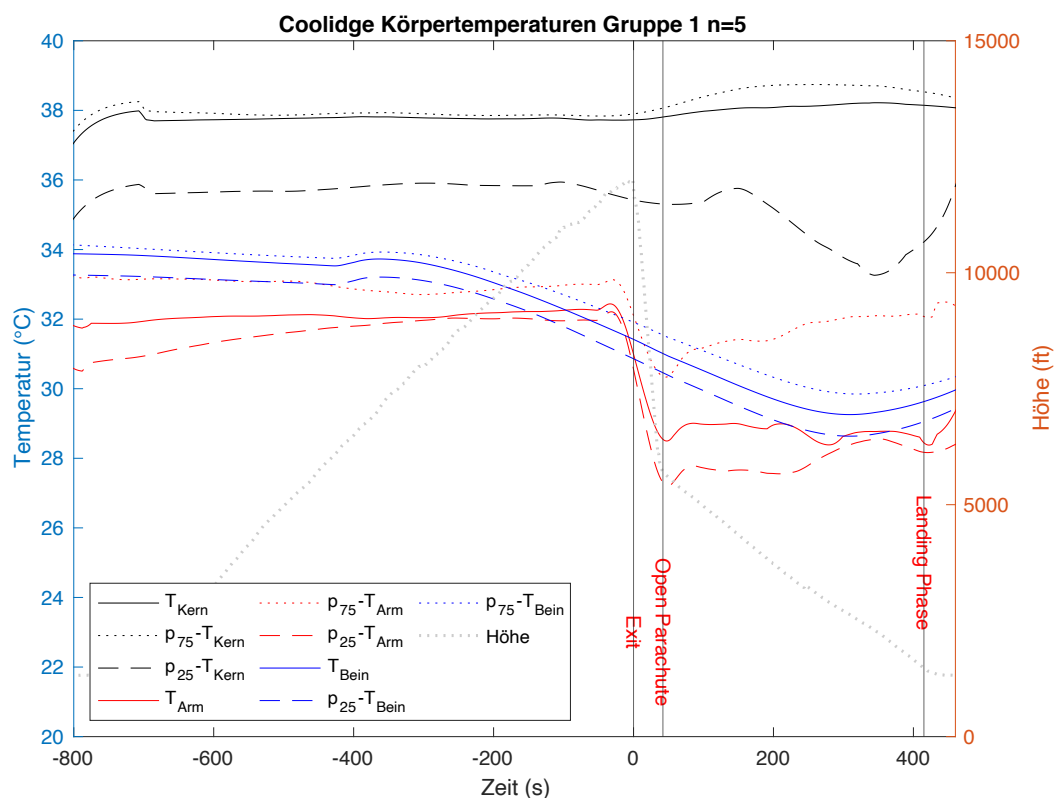


Diagramm 33: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe 1 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

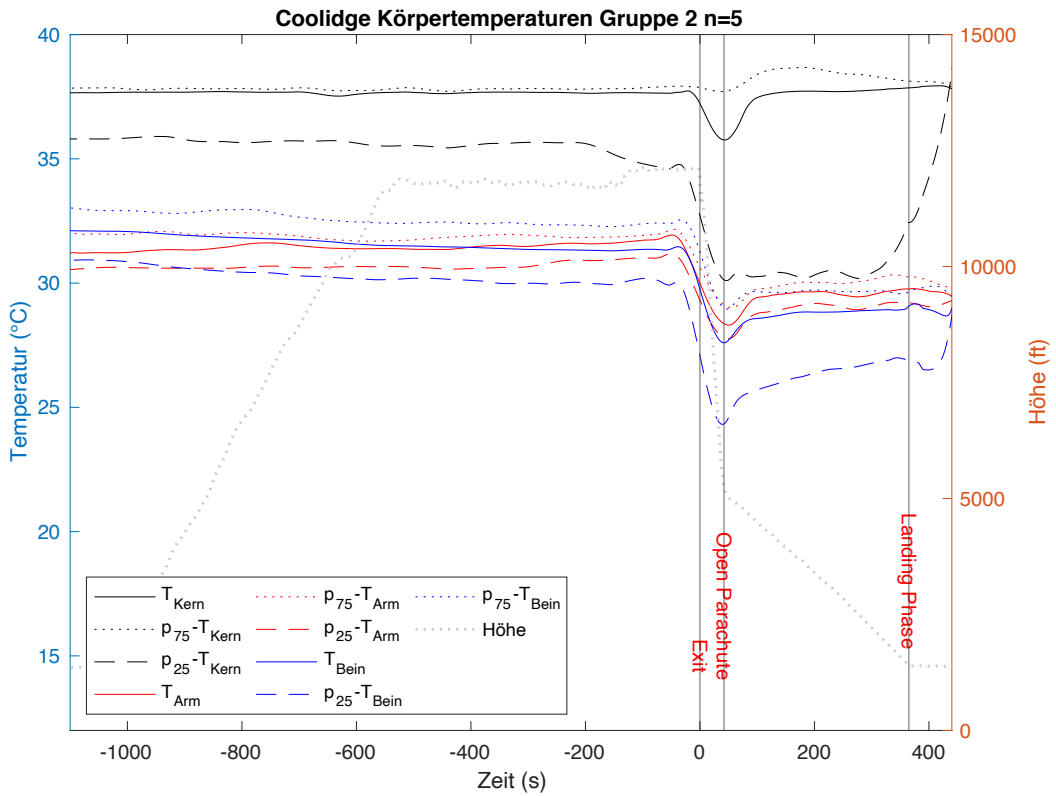


Diagramm 34: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe 2 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

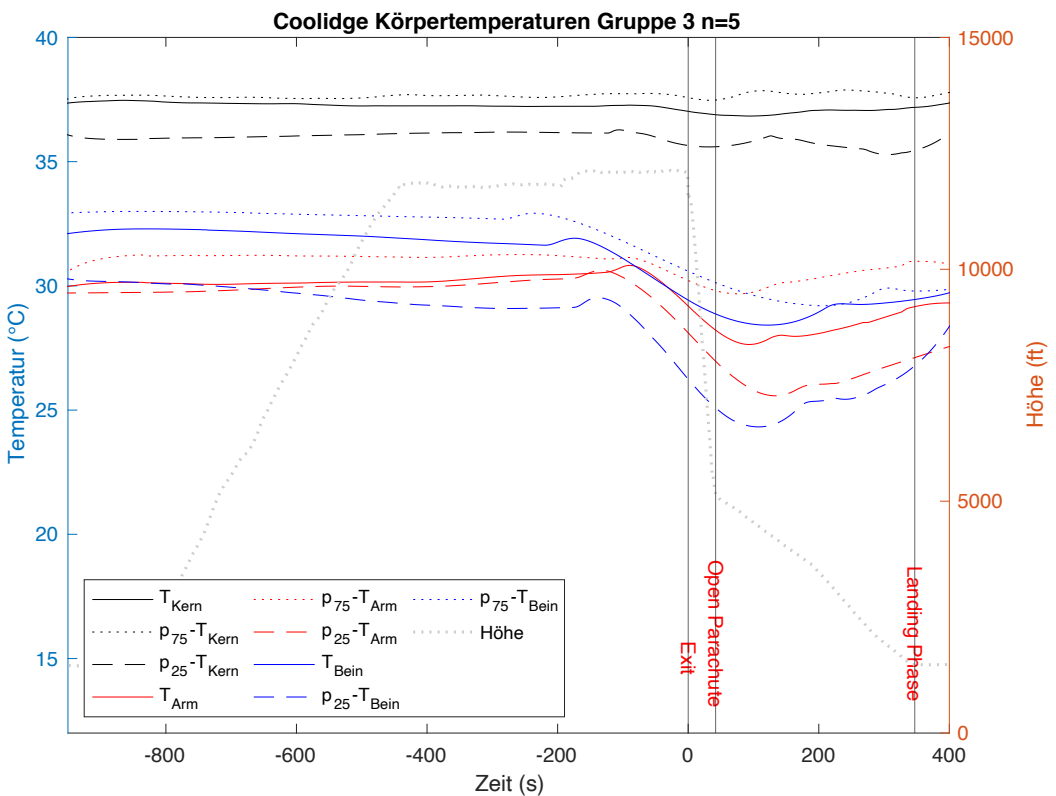


Diagramm 35: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe 3 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

4.3.4. Gruppe – Coolidge: Besonderes Absetzverfahren

Geplant war in Coolidge, die ersten HAHO-Sprungverfahren zu vermessen. Dazu startete ein Luftfahrzeug mit insgesamt 4 Springern. Wie bei den HALO-Sprüngen wurden auch sie wie gewohnt mit Sensorik versehen und mit einem OXYJUMP-System ausgestattet, das ohne feste Vorgaben individuell zu aktivieren war. Kurz vor dem Exit auf der geplanten Absetzhöhe von 12.000ft wurde der Sprung abgebrochen und das Luftfahrzeug ist mit den Springern auf eine Höhe von 6.500ft gesunken. Hier wurde die Exit-Freigabe dann erteilt. Aufgrund des geänderten Ablaufes, aber der dennoch stattgefunden Vermessung mit deutlichen Ergebnissen, soll diese Sprunggruppe hier gesondert dargestellt werden.

4.3.4.1. Sauerstoffsättigungsverlauf

Auch bei diesem Höhen-Zeit-Profil ist eine Sauerstoffentsättigung bereits im Steigflug deutlich zu erkennen:

Gruppe	niedrigster Punkt Sauerstoffsättigung		Höhe
	[%]	IQR	[ft]
4	89	14,5	11.300

Tabelle 30: Niedrigste mediane Sauerstoffsättigung vor Anschluss an das OXYJUMP-System mit korrespondierender Höhe

Der Interquartilsabstand nimmt währenddessen ebenfalls zu, was durch Manipulation am Helm oder durch die individuelle Sauerstoffentsättigung zu erklären ist, da der IQR nach Anschluss an das OXYJUMP-System wieder verringert wird. Zu Beginn der Plateauphase aktivieren die Springer nacheinander die portable Sauerstoffversorgung. Dadurch kommt es zu einer Wiederaufsättigung mit Sauerstoff nach 342ft, die für den Rest des Ablaufes stabil gehalten werden kann.

Gruppe	Zeit bis 96% Sauerstoffsättigung vom niedrigsten Punkt der Sauerstoffsättigung [s]	Höhe [ft]
4	250	11.642

Tabelle 31: Zeit der Wiederaufsättigung bis mindestens 96% SpO₂ gemessen am Median mit korrespondierender Höhe

Auch auf 12.000ft Höhe kommt es zu keiner medianen Sauerstoffsättigung unter 90%, was auf der hier recht niedrigen Exithöhe und kurzen Freifallphase konstant gehalten werden kann.

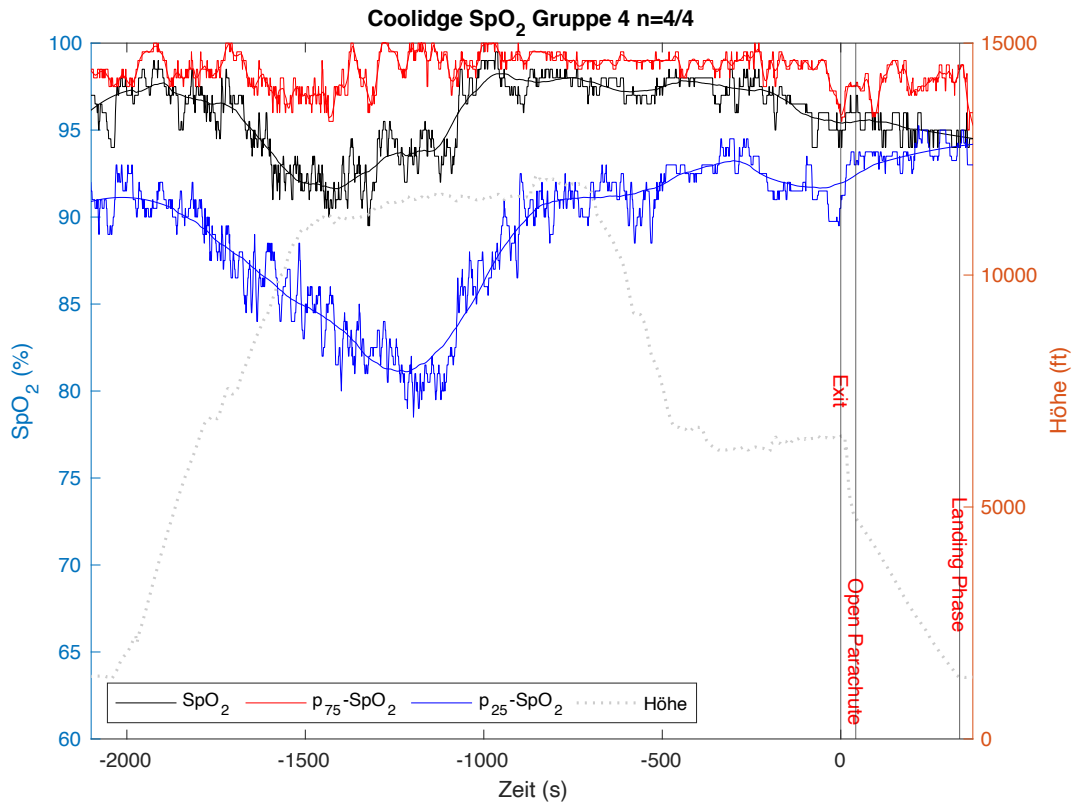


Diagramm 36: Median Sauerstoffsättigung Gruppe 4 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

4.3.4.2. Herzfrequenzverlauf

Die mediane Herzfrequenz steigt vor dem geplanten Exit deutlich auf maximal 120 min^{-1} an und nimmt während des Sinkfluges wieder ab. Hierdurch wird einmal mehr verdeutlicht, dass ein bevorstehender Exit auch für erfahrene Springer wie in dieser Gruppe (Mindestsprunganzahl 350) ein Stressmoment darstellt, denn vor dem tatsächlichen Exit steigt die mediane Herzfrequenz wieder auf 120 min^{-1} an. Ein erneuter Peak lässt sich auch hier während der Schirmöffnung und der Landephase erkennen.

Gruppe	HF Takeoff		HF Exit		HF Schirmöffnung		HF Landung	
	[min^{-1}]	IQR	[min^{-1}]	IQR	[min^{-1}]	IQR	[min^{-1}]	IQR
4	83	15	115	1,5	145	0	143	0

Tabelle 32: Darstellung der medianen maximalen Herzfrequenz an markanten Punkten des Sprungablaufs

Während der gesamten Datenaufzeichnung ist der Interquartilsabstand gering und zeigt eine geringe Streubreite der Datensätze, allerdings ist der IQR im Moment der Schirmöffnung und Landung augenscheinlich 0, aber der Medianwert liegt unterhalb sowohl des p_{75} als auch des p_{25} Quartils. Am ehesten wahrscheinlich ist hier die Sensorbeeinflussung durch die Krafteinwirkung bei der Schirmöffnung, sodass der Polargurt, der direkt unter dem Brustgurt des Fallschirmsystems liegt, ab diesem Zeitpunkt keine exakten Daten mehr detektieren kann. Dadurch wurden die Aufzeichnungen in diesem Abschnitt ungültig.

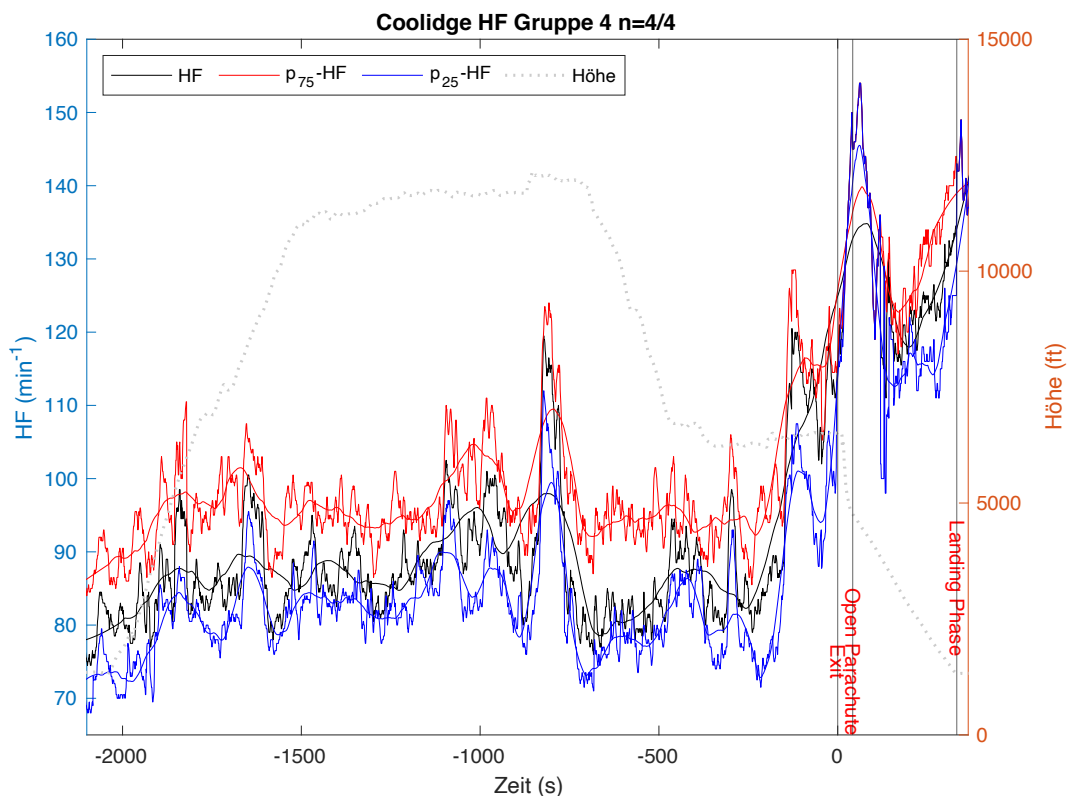


Diagramm 37: Median Herzfrequenz Gruppe 4 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

4.3.4.3. Körpertemperaturverläufe

Die Verläufe der Körperkerntemperaturen und Körperoberflächentemperaturen sind über das gesamte Höhen-Zeit-Profil bis zum Zeitpunkt des Exit stabil und weisen mit einem geringen Interquartilsabstand eine gute Datenqualität auf. Auch hier kommt es nach dem Verlassen des Luftfahrzeuges zu einer Abnahme der Körperoberflächentemperaturen an distalen Armen und Beinen. Jedoch konnte ein Datensatz der Armttemperaturen aufgrund einer schlechten Aufzeichnungsqualität nicht zur Auswertung herangezogen werden.

Gruppe	niedrigste KOFT Arm		niedrigste KOFT Bein	
	[°C]	IQR	[°C]	IQR
4	26,7	7,5	28,9	3,7

Tabelle 33: Niedrigste mediane Temperaturen der Körperoberfläche gemessen an distalen oberen und unteren Extremitäten beidseits

Der Temperaturabfall im Vergleich zur Gruppe Coolidge 1, 2, und 3 ist hier geringer, da die Absetzhöhe bei 6.500ft mit einer medianen Temperatur entsprechend der durch die Radiosonde erhobenen Daten bei +8,7°C liegt und die Freifallzeit deutlich kürzer ist.

Gruppe	KOFT Takeoff				KOFT 6 Min. vor Exit				KOFT Schirmöffnung				KOFT Landung			
	Arm		Bein		Arm		Bein		Arm		Bein		Arm		Bein	
	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR
4	30	4,5	32,5	1,6	31,5	4,7	32,4	3,2	28,9	6,6	31,3	3,2	26,7	7,6	28,9	3,8

Tabelle 34: Körperoberflächentemperaturen (KOFT) an markanten Punkten des Sprungablaufs

Somit wirkt der Luftstrom weniger stark auskühlend. Trotzdem kommt es auch hier zu einer Reduktion der Körperoberflächentemperatur, obwohl die Sprünge ebenfalls als Wärmesprünge gemäß der Klimazone Eloy gelten. Die mediane Körperkerntemperatur (37°C) wird bei einem insgesamt kleinen IQR annähernd konstant gehalten.

Gruppe	KKT Takeoff		KKT 6 Min. vor Exit		KKT Schirmöffnung		KKT Landung	
	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR
4	36,9	3,4	37,3	2,7	37,3	2	37,9	2,1

Tabelle 35: Körperkerntemperaturen (KKT) an markanten Punkten des Sprungablaufs

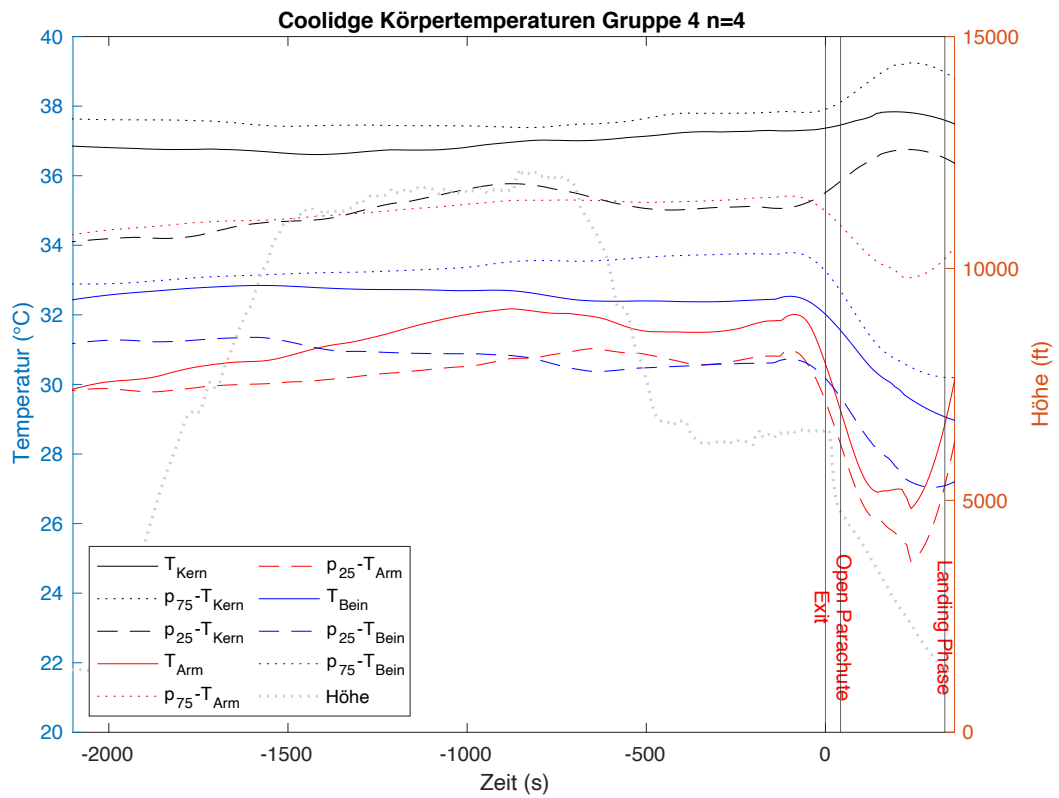


Diagramm 38: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe 4 in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

4.3.5. Gruppe – Sawtooth

Die dritte Reihe der Vermessungen wurden unter realen Bedingungen in Sawtooth, AZ, USA durchgeführt, das 15 km von Eloy entfernt liegt. Vor jedem Sprung erfolgte eine Vorratung von 100% Sauerstoff für 30 Minuten gemäß der Zentralvorschrift *Der Fallschirmsprungdienst*, da die Absetzhöhen über 12.000ft lagen. Allerdings wurde auch bei 12.000ft Absetzhöhe vorgeatmet, um die Sprünge innerhalb der Gruppe vergleichbar zu gestalten. Die Voratemezeit von 30 Minuten ist in den folgenden Graphiken nicht dargestellt, da der Verlauf der physiologischen Parameter nach dem Start des Luftfahrzeuges bis zur Schirmlandung betrachtet werden soll.

Die Sauerstoffquelle wurde während der Voratemezeit ohne Unterbrechung in das Luftfahrzeug überführt, um diese bis 6 Minuten vor dem Exit nicht zu unterbrechen. An diesem Punkt wurde auf das portable Sauerstoffsystem OXYJUMP gewechselt, sodass es während des Sprungablaufes genutzt werden konnte. Nach erfolgter Schirmöffnung unter 10.000ft wurde die Maske individuell von den Springern geöffnet. Um eine sinnvolle Ergebnisauswertung zu ermöglichen, wurden die Gruppen nach Absetzhöhe und Sprungverfahren eingeteilt. Es sind insgesamt 30 HALO- sowie 6 HAHO-Sprungverfahren (Tab. 36) aus 43 aufgezeichneten Datensätzen analysiert worden.

6 Datensätze wiesen defekte Luftdruckaufzeichnungen auf und konnten somit keinem Sprungverfahren zugeordnet werden. 8 Datensätze enthielten Aufzeichnungen von zwei in Folge durchgeführten Sprüngen, die nachträglich in Einzelsprünge aufgeteilt und berücksichtigt wurden. Die Sprünge der Gruppe HALO 25kft wurden als HALO-Verfahren betrachtet, da sie trotz einer Schirmöffnung auf 10.500ft Höhe eine längere Freifallzeit hatten und somit nicht, wie unter Punkt 2.2.2. beschrieben, einem HAHO-Verfahren zu zuordnen sind. Somit ergaben sich folgende für die Ergebnisdarstellung nutzbare Gruppen:

Höhe [ft]	Anzahl der Sprünge	Sprungverfahren	Gruppen
12.000	12	HALO	A,B
18.000	12	HALO	A,B
22.000	12	HAHO	
25.000	6	HALO	

Tabelle 36: Sprunganzahl mit entsprechenden Absetzhöhen und Sprungverfahren

Gruppe	Absetzhöhe [ft]	Freifallstrecke [ft]	Höhe Schirmöffnung [ft]	Zeit vom Exit bis 10.000ft [s]
HALO 12kft A	12.000	7.200	4.800	13
HALO 12kft B	12.000	6.700	5.300	13
HALO 18kft A	17.300	9.900	7.400	40
HALO 18kft B	17.800	7.100	10.700	42
HAHO 22kft	21.700	700	21.000	820
HALO 25kft	24.200	13.700	10.500	108

Tabelle 37: Absetzhöhen mit Freifallstrecken und Schirmöffnungshöhen; Zeit bis 10.000ft Höhe, wo die Maske des OXYJUMP-Systems, sofern möglich, geöffnet werden konnte

4.3.5.1. Sauerstoffsättigungsverläufe

Alle in Sawtooth gesprungenen Gruppen hatten vor dem Start eine Voratemzeit von 100%igen Sauerstoff. Diese Versorgung bestand bis 6 Minuten vor dem Exit. An diesem Punkt wurde auf das portable Sauerstoffsystem OXYJUMP gewechselt und damit die Fortsetzung der Sauerstoffversorgung sichergestellt.

Es zeigt sich bei allen Gruppen, dass es zu keiner deutlichen Sauerstoffentsättigung während des Steigfluges kommt. Der geringe Interquartilsabstand bestätigt hierbei eine geringe Streubreite der Datensätze. Allerdings ist eine Veränderung des Sättigungsverlaufes ab dem Aktivierungszeitpunkt des portablen OXYJUMP-Systems vor allem in den Gruppen HAHO 22kft und HALO 25kft zu sehen. Die Dauer der Hypoxiephase wird ab dem Erreichen von 96% Sauerstoffsättigung bis zum Wiedererreichen von 96% Sauerstoffsättigung gemessen. Betrachtet wurde hierbei der Median der jeweiligen Gruppen:

Gruppe	Sauerstoffsättigung zum Zeitpunkt Aktivierung OXYJUMP			niedrigste Sauerstoffsättigung unter OXYJUMP-Versorgung			Geamtdauer Hypoxie von 96% bis 96% Sauerstoffsättigung	Höhe Wiederaufsättigung auf 96%
	[%]	IQR	Höhe [ft]	[%]	IQR	Höhe [ft]	[s]	[ft]
HALO 12kft A	100	1	5.700	95	3	4.580	40	4.443
HALO 12kft B	100	1	6.900	95	7,2	1.700	42	1.400
HALO 18kft A	100	1	15.800	96	4	17.500	Median sinkt bis zur Landung nicht unter 96%	
HALO 18kft B	99	1	17.300	97	2	17.300	Median sinkt bis zur Landung nicht unter 96%	
HAHO 22kft	99	2	18.400	85	4,5	19.400	721	13.800
HALO 25kft	98	1	22.300	86	14	15.300	1.056	2.000

Tabelle 38: Sauerstoffsättigungswerte an markanten Punkten im Sprungablauf und Hypoxiezeiten mit entsprechenden Höhen der Wiederaufsättigung bei 96%

Bis zu einer Höhe von 18.000ft konnten unter Sauerstoffversorgung, auch während der Versorgung mit dem OXYJUMP-System in der Freifallphase, keine signifikanten Sauerstoffentsättigungen gemessen werden. Hingegen wurde festgestellt, dass bei den HAHO-Sprüngen aus der Höhe 22.000ft und bei den Sprüngen HALO 25.000ft die Sauerstoffversorgung nicht in ausreichendem Maße zur Verfügung gestellt werden konnte. Die Entsättigungen glichen denen in der Höhen-Klima-Simulationsanlage bei 25.000kft bzw. den Sprüngen der Eloy-Gruppe. Es handelt sich hierbei wahrscheinlich um eine nicht ausreichende Versorgung mit Sauerstoff für den Springer, sodass ein Gefahrenpotenzial nicht ausgeschlossen werden kann.

Der Interquartilsabstand ist bis zum Erreichen des niedrigsten Punktes bei allen Gruppen gering und wird erst in der Wiederaufsättigungsphase größer. Vor allem in den Gruppen HALO 18kft A, HAHO 22kft und HALO 25kft nimmt der IQR nach der Schirmöffnung zu. Als mögliche Ursache ist ein Verrutschen des Sensors durch den Luftstrom im Freifall bei HALO 18kft und HALO 25kft zu erwägen, da die Freifallzeit in diesen beiden Gruppen deutlich größer ist (Tab. 37). In der Gruppe HAHO 22kft haben die Probanden nach einem kurzen freien Fall von 700ft einen deutlich längeren Höhengedächtnis von 700 Sekunden, gemessen ab dem Zeitpunkt des Exit bis zum Erreichen von 10.000ft. Dadurch kommt es zu einer stärkeren Ausprägung der individuellen Sauerstoffentsättigung.

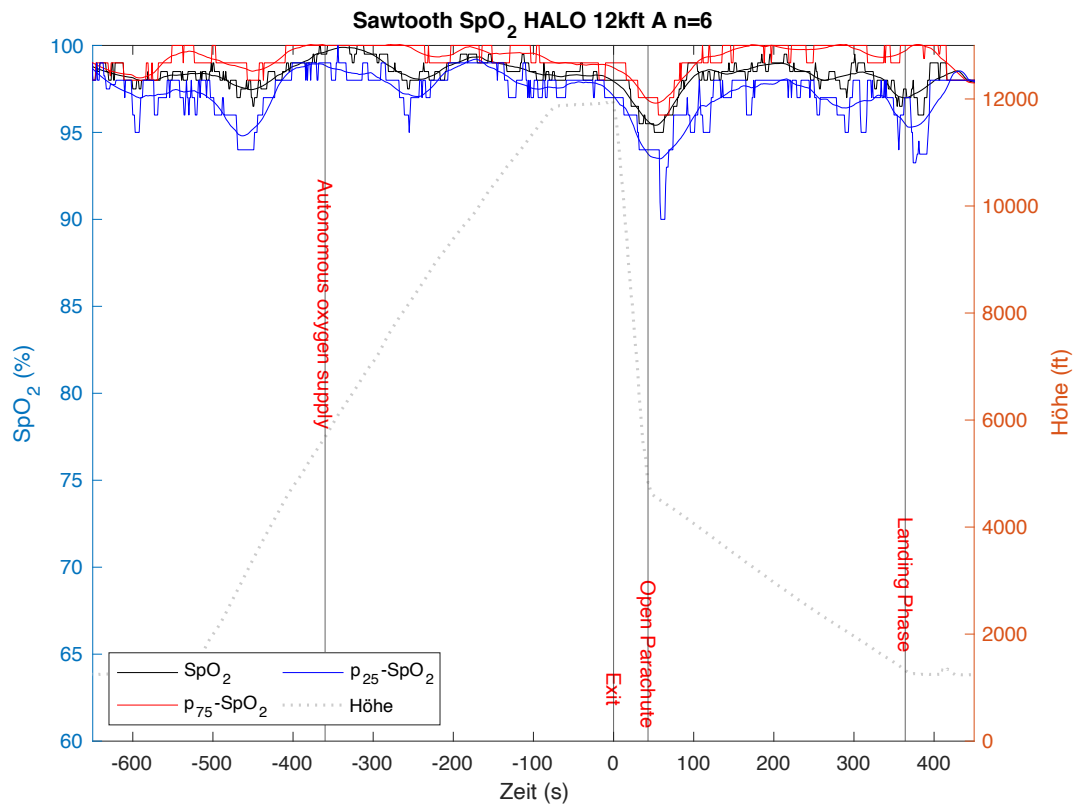


Diagramm 39: Median Sauerstoffsättigung Gruppe HALO 12kft A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

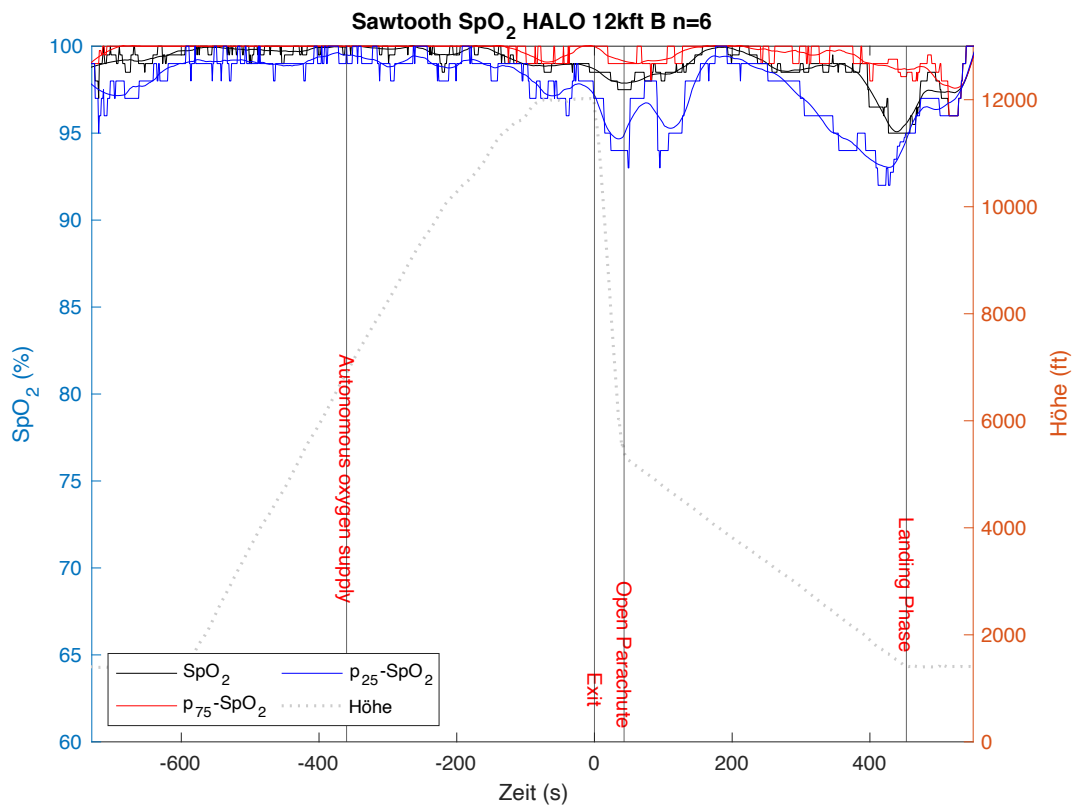


Diagramm 40: Median Sauerstoffsättigung Gruppe HALO 12kft B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

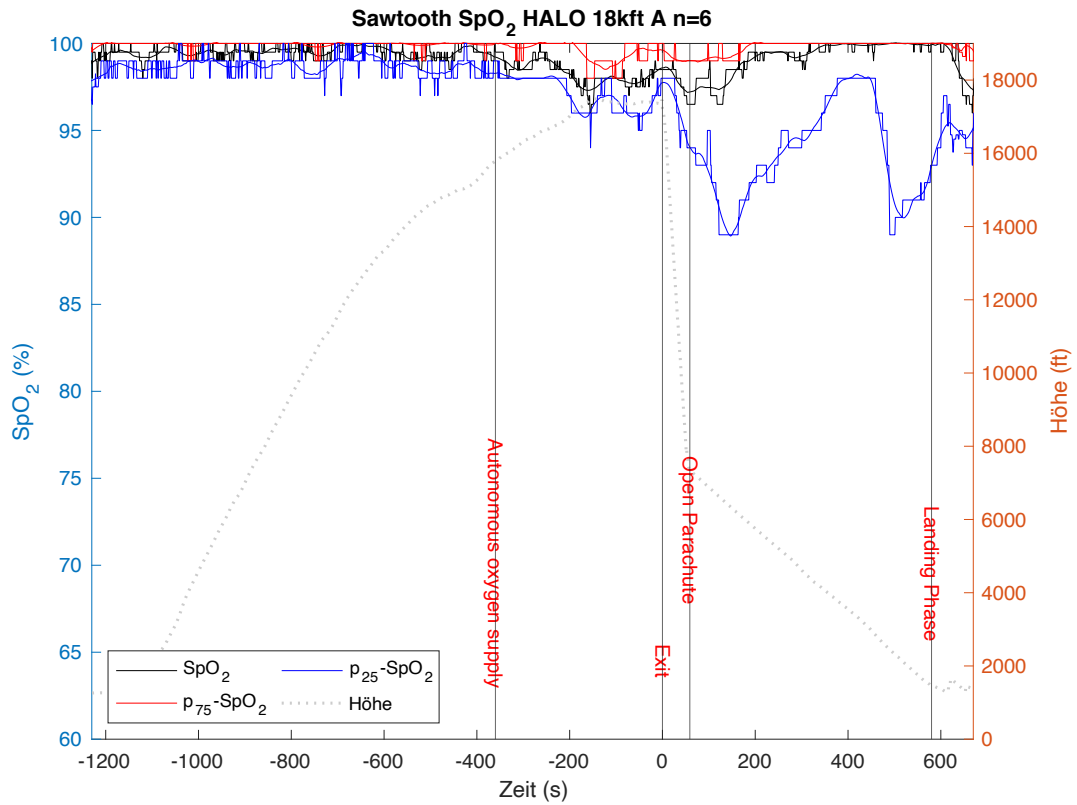


Diagramm 41: Median Sauerstoffsättigung Gruppe HALO 18kft A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

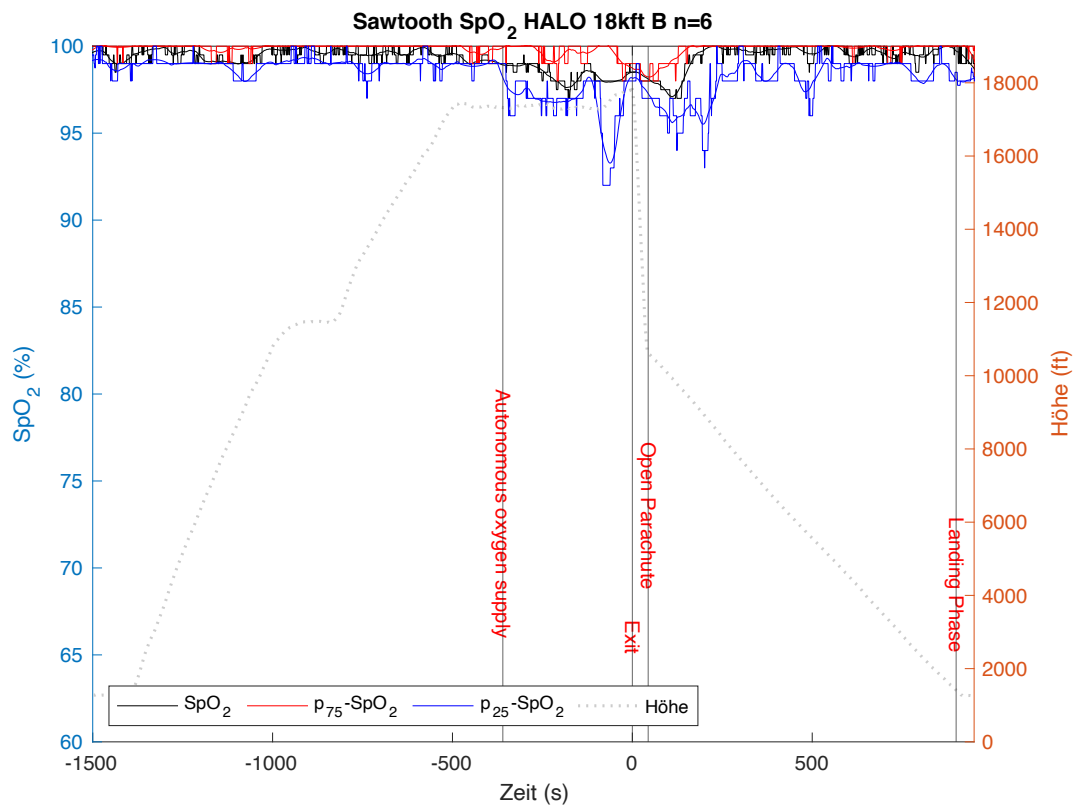


Diagramm 42: Median Sauerstoffsättigung Gruppe HALO 18kft B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

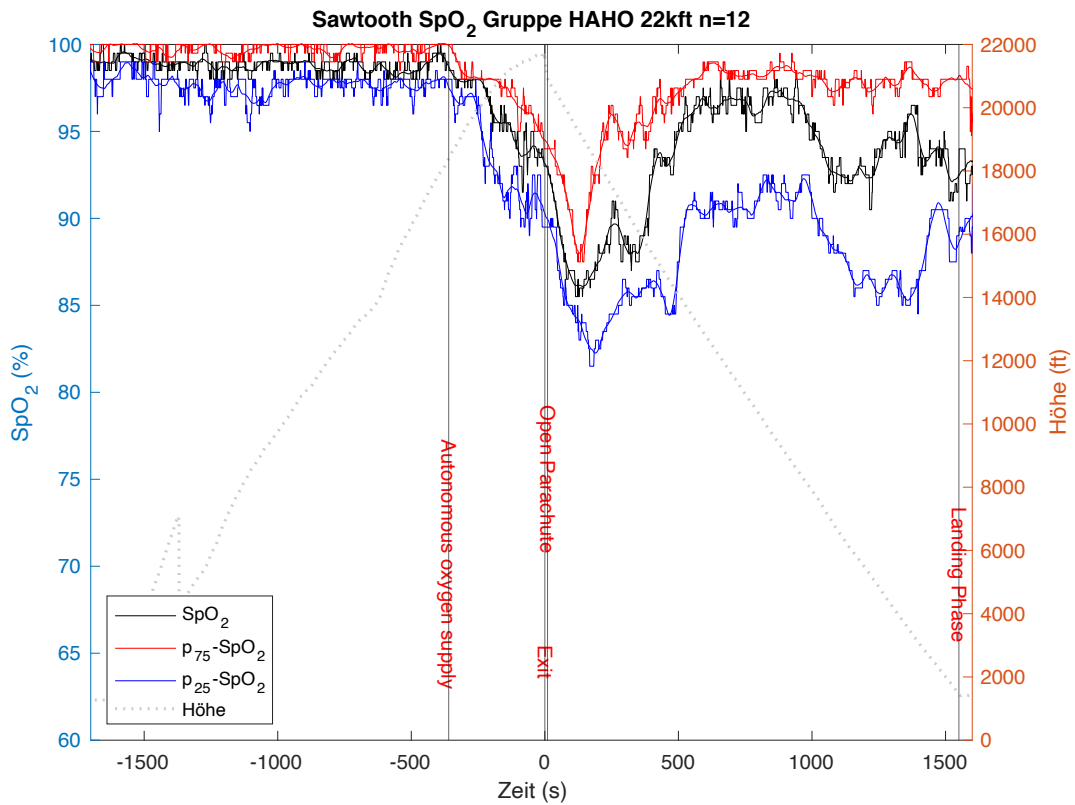


Diagramm 43: Median Sauerstoffsättigung Gruppe HAHO 22kft in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

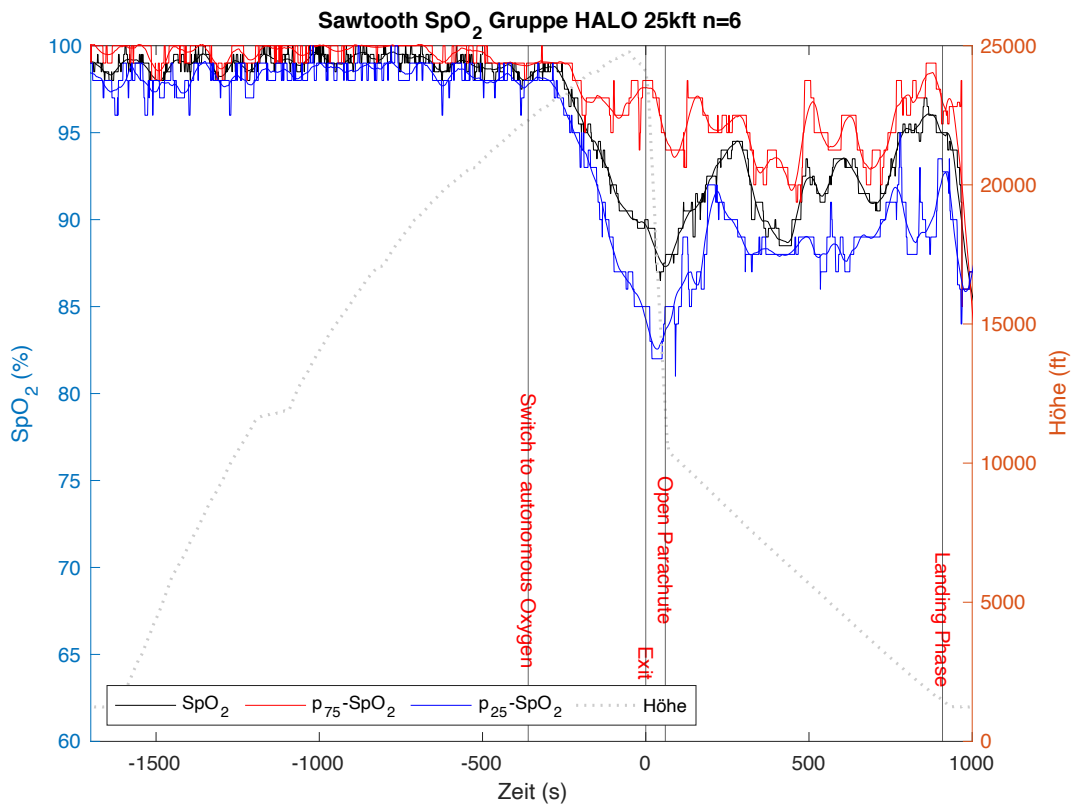


Diagramm 44: Median Sauerstoffsättigung Gruppe HALO 25kft in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

4.3.5.2. Herzfrequenzverläufe

Die Datenqualität der aufgezeichneten Herzfrequenzen ist hoch und der Interquartilsabstand der einzelnen Gruppen dementsprechend klein. In den einzelnen Gruppen zeigt sich auch hier ein stetiger Anstieg der Herzfrequenz in der Steigflugphase mit einem weiteren Anstieg ab dem Wechsel zum portablen Sauerstoffsystem. Die Probanden der Gruppe Sawtooth sind ebenfalls als erfahren zu betrachten. Der Springer mit der geringsten Sprunganzahl kann hier 400 Sprünge vorweisen. Somit ist zu vermuten, dass der kontinuierliche Anstieg der Herzfrequenz während des Steigfluges nicht auf eine dort bereits einsetzende Sauerstoffentsättigung zurückzuführen, da diese hier durch die Sauerstoffgabe nicht stattfindet, sondern am ehesten als physiologische Reaktion auf die Stresssituation zu werten, die auch von Springern mit einem hohen Erfahrungsniveau als solche anscheinend wahrgenommen wird.

Der Anstieg der Herzfrequenz nach der Aktivierung des OXYJUMP-Systems spiegelt sich vor allem in den Gruppen HAHO 22kft und HALO 25kft wahrscheinlich als physiologische Antwort auf die insuffizientere Versorgung durch die portable Sauerstoffversorgung wider.

Weiterhin kommt es auch in den vermessenen Gruppen zu einem deutlichen Anstieg der Herzfrequenz beim Exit als erstes Stressmoment im Sprungablauf, kurz oder während der Schirmöffnung als zweites Schlüsselmoment und während der Landephase als Drittes.

Gruppe	HF Takeoff		HF Exit		HF Schirmöffnung		HF Landung	
	[min ⁻¹]	IQR	[min ⁻¹]	IQR	[min ⁻¹]	IQR	[min ⁻¹]	IQR
HALO 12kft A	84	26	134	33	139	42	126	26
HALO 12kft B	102	21	135	13	142	35	151	28
HALO 18kft A	101	17	131	13	135	33	130	26
HALO 18kft B	91	8	121	19	126	12	125	14
HAHO 22kft	86	8	120	23	130	16	116	29
HALO 25kft	87	15	128	21	130	30	134	28

Tabelle 39: Darstellung der medianen maximalen Herzfrequenz an markanten Punkten des Sprungablaufs

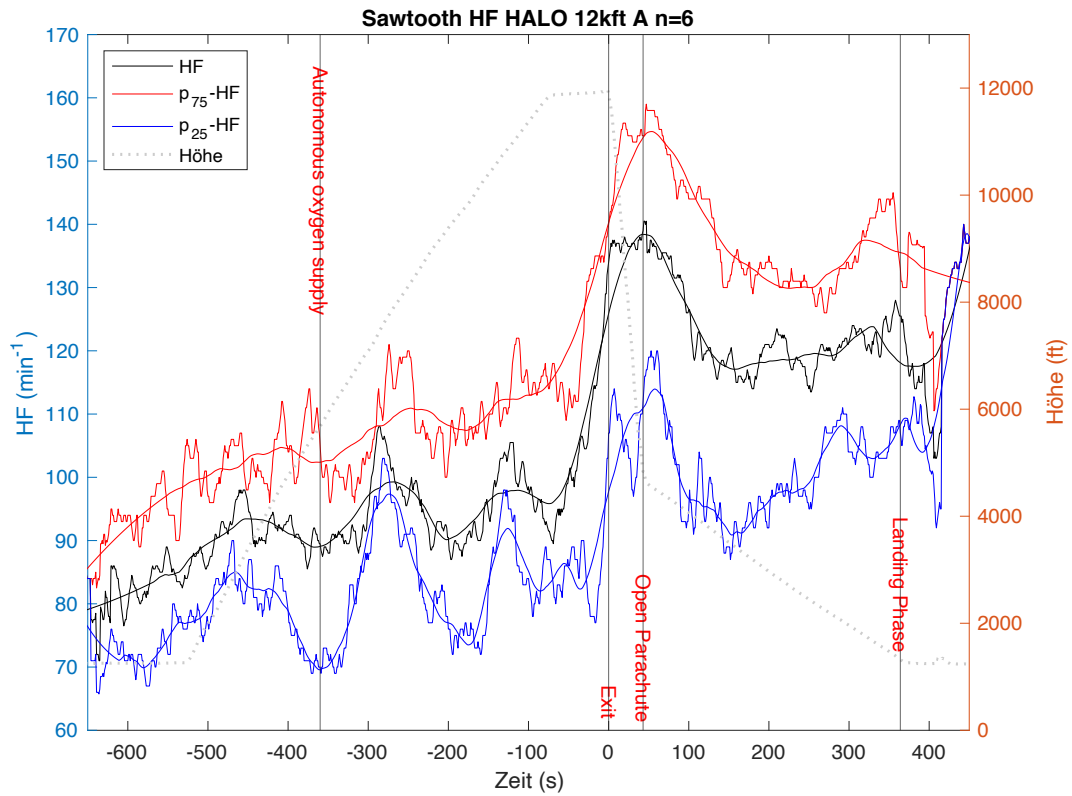


Diagramm 45: Median Herzfrequenz HALO 12kft A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

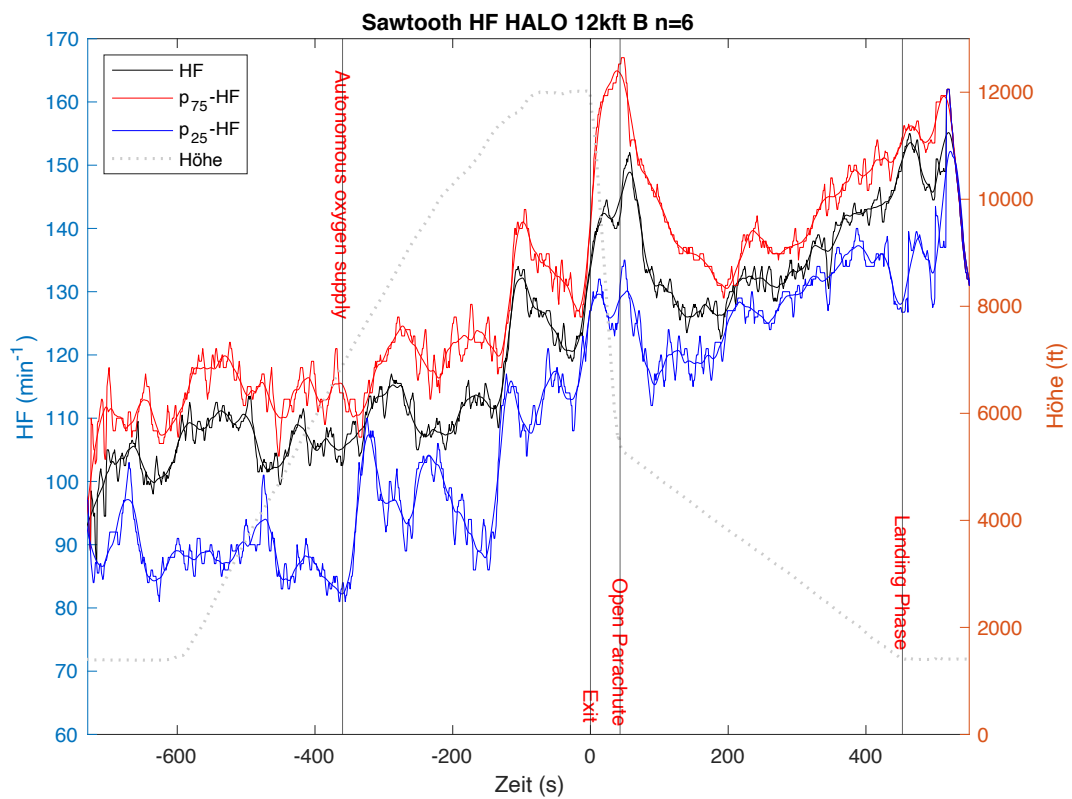


Diagramm 46: Median Herzfrequenz Gruppe HALO 12kft B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

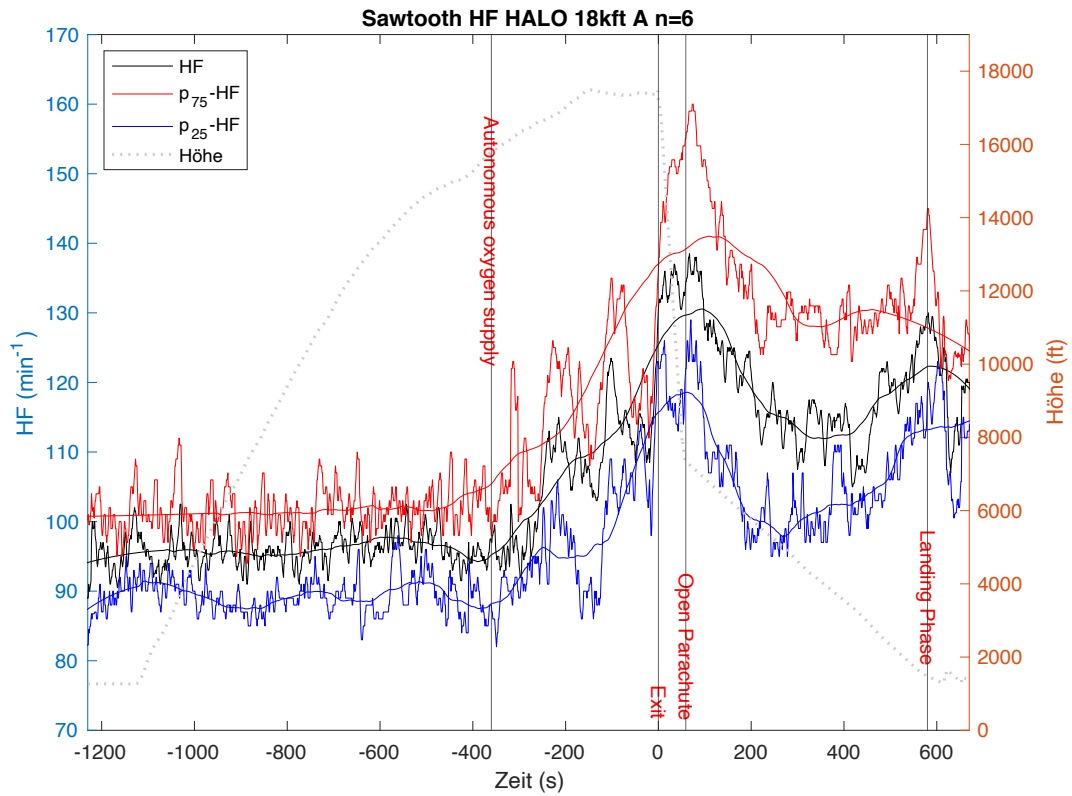


Diagramm 47: Median Herzfrequenz Gruppe HALO 18kft A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

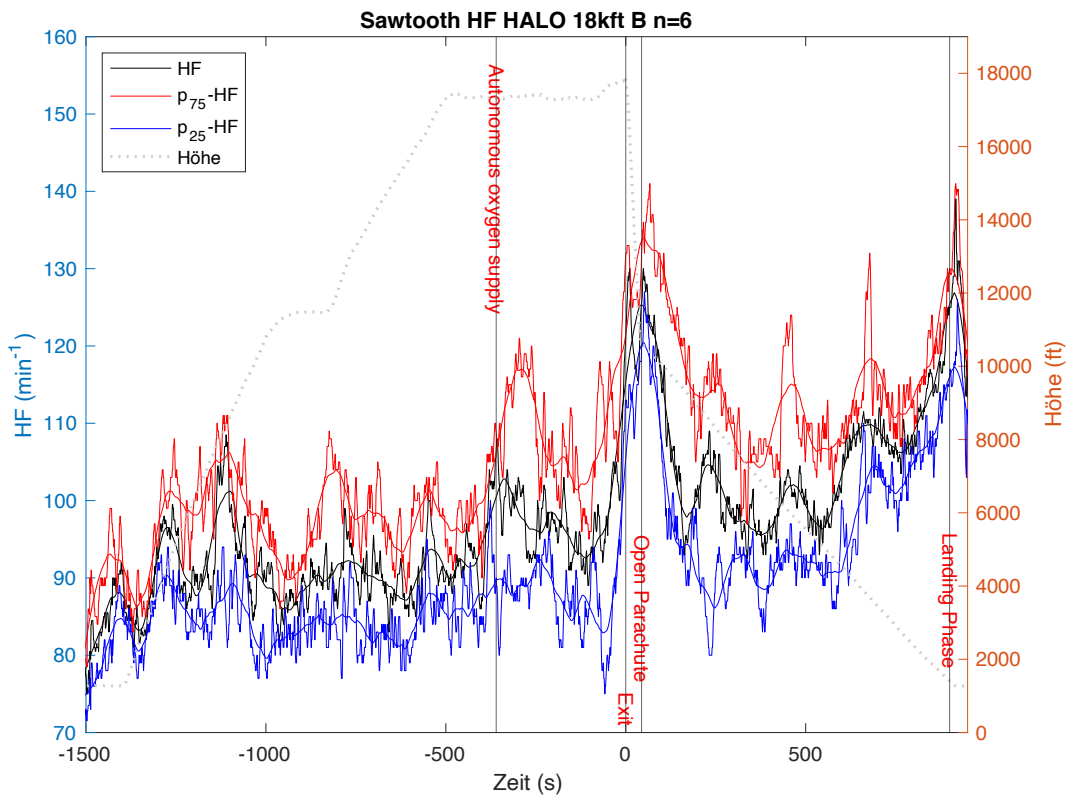


Diagramm 48: Median Herzfrequenz Gruppe HALO 18kft B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

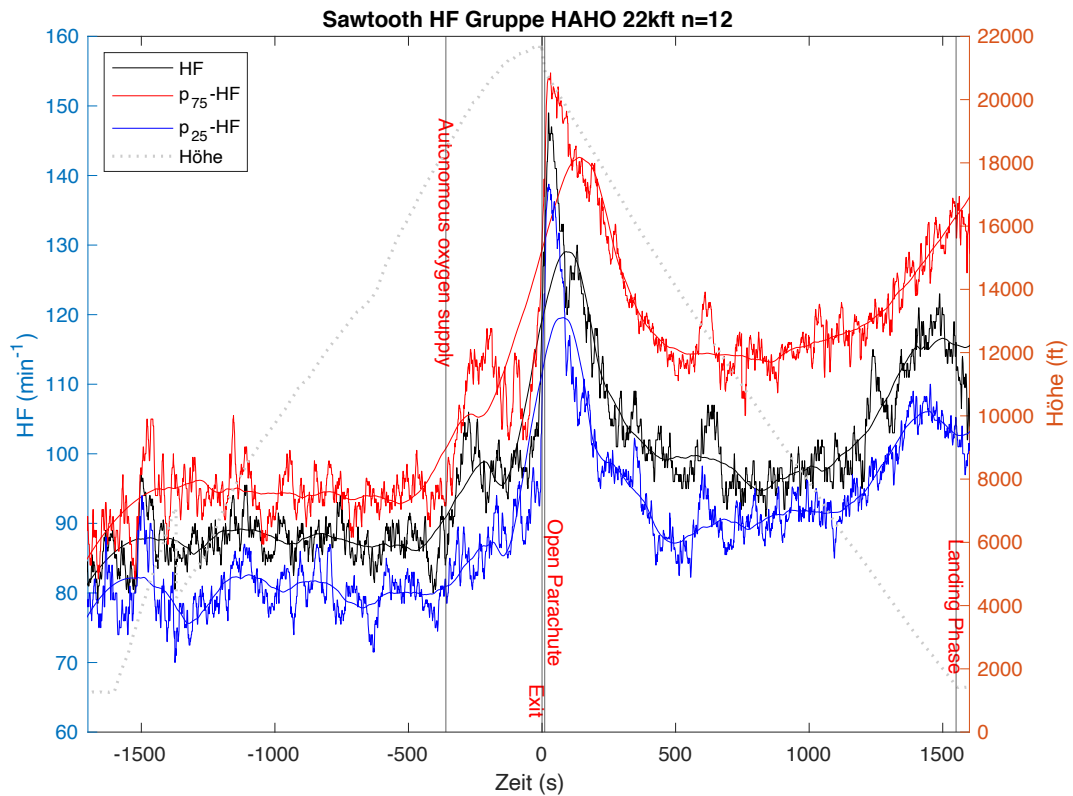


Diagramm 49: Median Herzfrequenz Gruppe HAHO 22kft in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

Bei dem HAHO-Sprungprofil kann man erkennen, dass es keinen Herzfrequenzanstieg an 3 markanten Punkten des Sprungablaufes gibt, denn der Exit fällt graphisch fast zeitgleich mit der Schirmöffnung zusammen. Aber der Peak bei diesem Moment ist gegenüber den HALO-Verfahren erheblich höher, so dass das Stressmoment höher zu sein scheint. Der Anstieg der Herzfrequenz bei der Landung ist wieder ersichtlich.

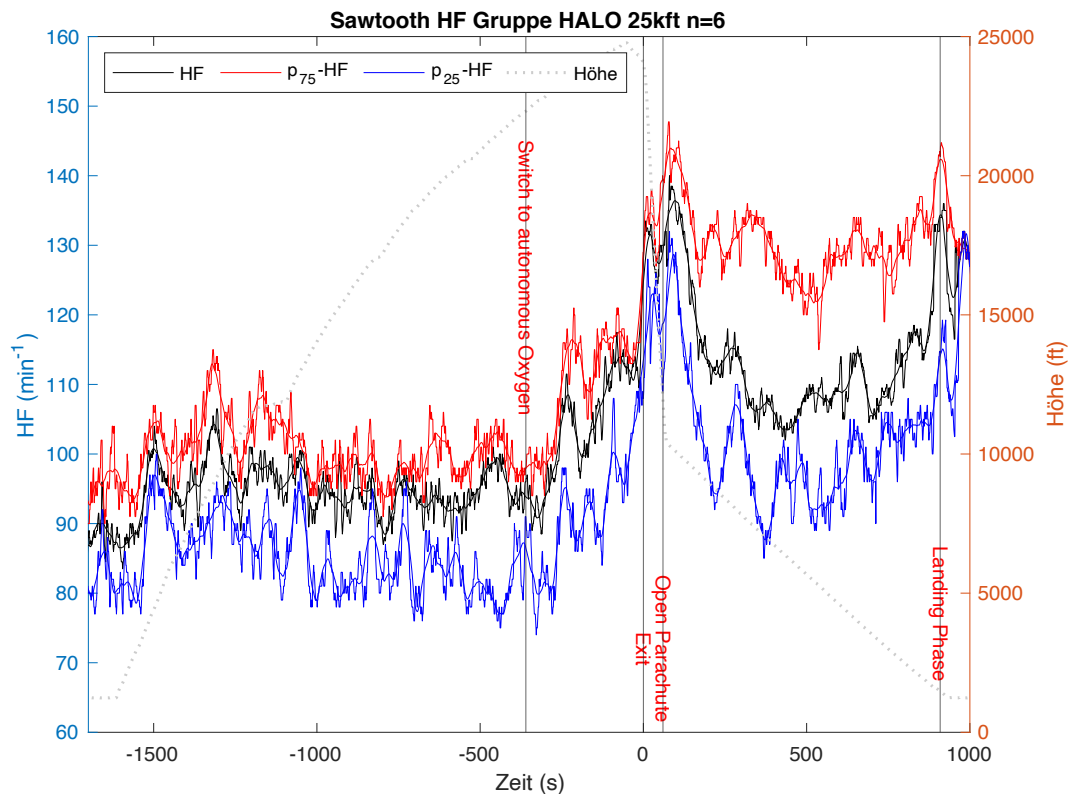


Diagramm 50: Median Herzfrequenz Gruppe HALO 25kft in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

4.3.5.3. Körpertemperaturverläufe

In den Gruppen HALO 12kft A und B wird die Körperkerntemperatur insbesondere bei Gruppe 12kft B annähernd konstant gehalten. In der Gruppe 12kft A kommt es nach dem Exit zu einem kurzen, schnellen Abfall der Körperkerntemperatur. Dies ist am ehesten durch einen Sensorfehler aufgrund des im Freifall herrschenden Luftstroms begründet, da es nach einer kurzen Zeit anscheinend zu einer Rekalibrierung des Sensors kommt und zu einem konsekutiven Anstieg der Körperkerntemperaturwerte auf das Ausgangsniveau. Dies muss man konstatieren, weil eine Reduktion der Körperkerntemperatur von mindestens 4°C innerhalb der kurzen Zeit als unwahrscheinlich anzunehmen ist. In den Gruppen HALO 18kft A, HALO 18kft B, HALO 22kft und HALO 25kft kommt es nach dem Exit zu einem schnellen und markanten Abfall der Körperkerntemperatur. Hier ist ebenfalls eine sensorbedingte Ursache wahrscheinlich, da der Abfall viel zu schnell passiert und Werte erreicht werden, insbesondere in der Gruppe HALO 25kft, die auf Dauer mit dem Leben nicht vereinbar sind. Da insbesondere die Gruppen HALO 18kft A und HALO 25kft eine längere Freifallzeit haben, muss angenommen werden, dass der Sensor zur Erfassung der Körperkerntemperatur für solche extremen Belastungen nicht geeignet ist. In der

Gruppe HAHO 22kft könnte das Absinken der Körperkerntemperatur mit dem längeren Höhengenaufenthalt durchaus korrelieren.

Aufgrund einer geringen Aufzeichnungsqualität mussten verschiedene Datensätze zur Analyse aussortiert werden. In der Gruppe HALO 12kft A konnte ein Datensatz der Armttemperaturen nicht verwendet werden. In der Gruppe HALO 12kft B konnte je ein Datensatz Arm- und Beintemperatur nicht betrachtet werden. In der Gruppe HALO 18kft A wurde ein Datensatz der Armttemperaturen aussortiert. In der Gruppe HALO 18kft B wurde je ein Datensatz der Arm- und Beintemperatur ausgeschlossen und in Gruppe HAHO 22kft mussten 2 Datensätze der Armttemperaturen verworfen werden. Zur Auswertung der Daten der Gruppe HALO 25kft konnte jeweils ein Datensatz der Körperkerntemperaturen und der Armtemperatur nicht verwendet werden.

Gruppe	KKT Takeoff		KKT 6 Min. vor Exit		KKT Schirmöffnung		KKT Landung	
	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR
HALO 12kft A	36,4	2,1	36,2	2,3	33,5	5,5	35	4,8
HALO 12kft B	37,3	1,7	37,3	1	37,7	6,3	37,6	5,1
HALO 18kft A	36,9	2,7	37	2,5	35,3	13,8	35,3	9,9
HALO 18kft B	37,6	4,2	37,2	10,1	35,9	15,2	35,7	14,7
HAHO 22kft	36,8	6	36,5	5,4	35,3	5,5	32,1	10,5
HALO 25kft	35,6	2	35,1	3	25,1	10	28,7	1,5

Tabelle 40: Körperkerntemperaturen (KKT) an markanten Punkten des Sprungablaufs

Die Werte 6 Minuten vor Exit konnten zum Zeitpunkt der Landung, außer in der Gruppe HALO 12kft B, nicht direkt wieder erreicht werden, obwohl die Vermessung auch in Sawtooth als Wärmesprünge gemäß der Klimazone (Durchschnittstemperatur im November 15,5°C [94]) anzusehen sind. Die Körperoberflächentemperaturen an distalen Armen und Beinen oberhalb von 12.000ft bis 6 Minuten vor dem Exit sind eher konstant, sinken jedoch wie bei den vorherigen Gruppen nach dem Exit deutlich ab und können zur Landung die Ausgangswerte nicht wieder erreichen. Im Vergleich der Körperoberflächentemperaturen von HALO 12kft A und HAHO 22kft ergibt sich kein deutlicher Unterschied bezüglich der Auskühlung.

Die Auskühlung muss immer in Zusammenhang mit den Umgebungstemperaturen auf Absetzhöhe interpretiert werden. Es wurden mit der Radiosonde die Temperaturen auf den jeweiligen Absetzhöhen ermittelt und als Medianwerte angegeben:

Höhe [ft]	mediane Temperatur [°C]
12.000	-2,9
18.000	-14,8
22.000	-24,8
25.000	-26,6

Tabelle 41: Mediane Exit-Temperaturen

Gruppe	KOFT Takeoff				KOFT 6 Min. vor Exit				KOFT Schirmöffnung				KOFT Landung			
	Arm		Bein		Arm		Bein		Arm		Bein		Arm		Bein	
	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR	[°C]	IQR
HALO 12kft A	29	13,9	32,7	1,2	29,2	13,9	32,3	2,3	25,2	12,1	27,2	2,7	26,6	11,6	28,6	1
HALO 12kft B	31,8	14,3	33,9	0,8	32,2	14,5	33,7	0,6	27,4	14,9	28,6	2,1	23,8	14,6	29,5	1,9
HALO 18kft A	33	15,4	33,4	1,4	30,4	15,6	30,4	3,7	25,9	12,1	25,4	4,8	26,1	10,6	27,8	2,8
HALO 18kft B	30,5	14,7	32,3	0,8	29,2	13,7	29,8	1,6	23,6	13,5	24,3	2,3	21	10,7	27,2	4,4
HAHO 22kft	25,3	11,5	31,8	2,8	26,5	13	30,5	1,7	26,3	11,4	28,3	2,7	23,8	12,4	26,3	3
HALO 25kft	30,1	14,3	32,3	1,8	28,6	15,1	29,8	3,3	22,1	14,9	23	4,3	26,3	8,5	26,5	5,5

Tabelle 42: Körperoberflächentemperaturen (KOFT) an markanten Punkten des Sprungablaufs

Gruppe	niedrigste KOFT Arm		niedrigste KOFT Bein	
	[°C]	IQR	[°C]	IQR
HALO 12kft A	24,9	11,9	27,1	2,7
HALO 12kft B	26,8	14,8	28,5	2,0
HALO 18kft A	23,6	10,4	25,1	4,9
HALO 18kft B	20,7	10,8	23,8	2,4
HAHO 22kft	21,1	8,2	24,2	3,8
HALO 25kft	21,3	14,8	22,9	4,6

Tabelle 43: Niedrigste mediane Temperaturen der Körperoberfläche gemessen an distalen oberen und unteren Extremitäten beidseits

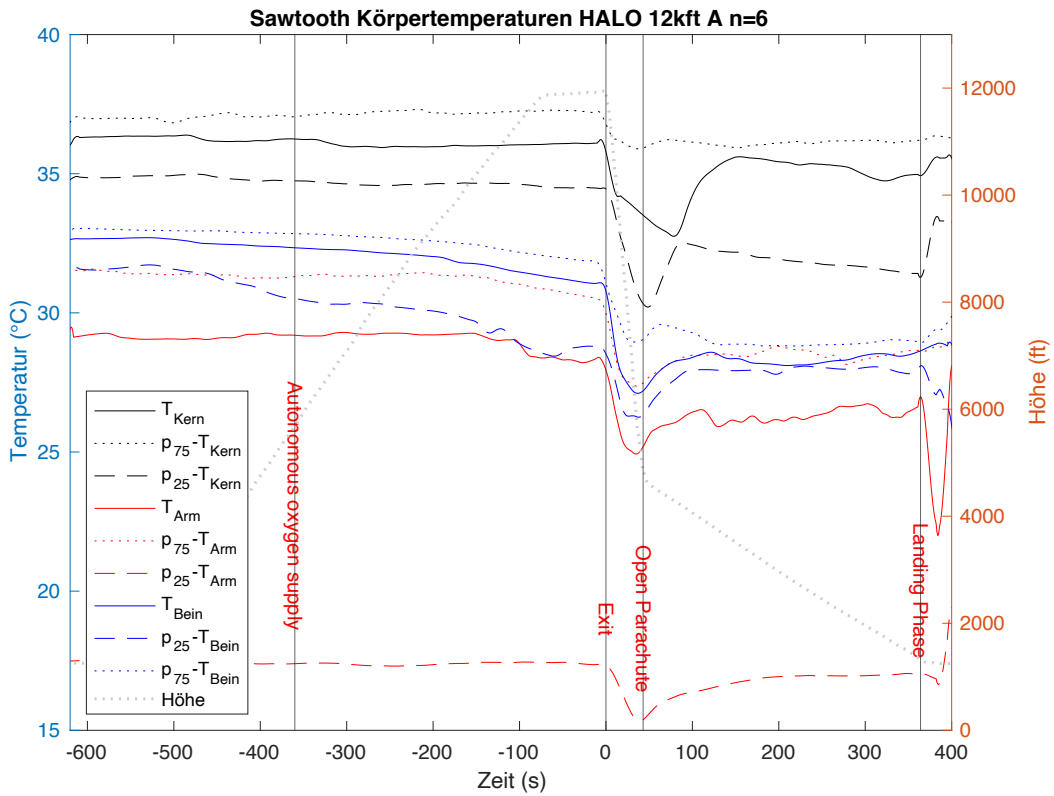


Diagramm 51: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe HALO 12kft A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

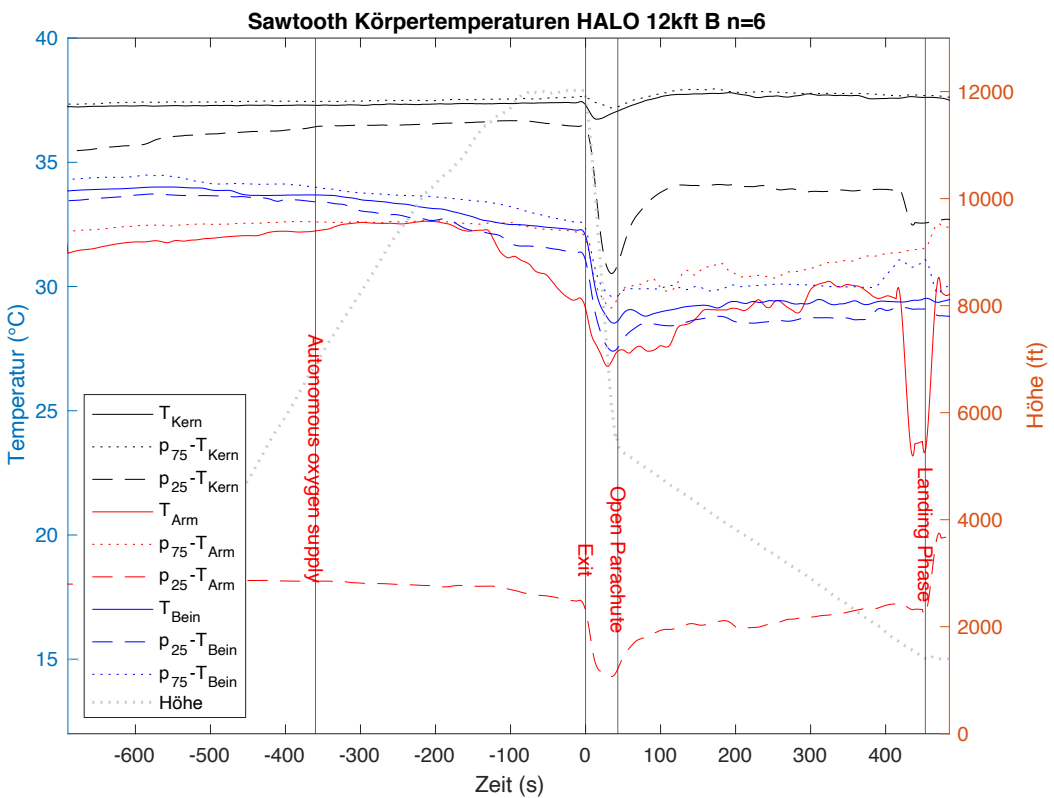


Diagramm 52: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe HALO 12kft B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

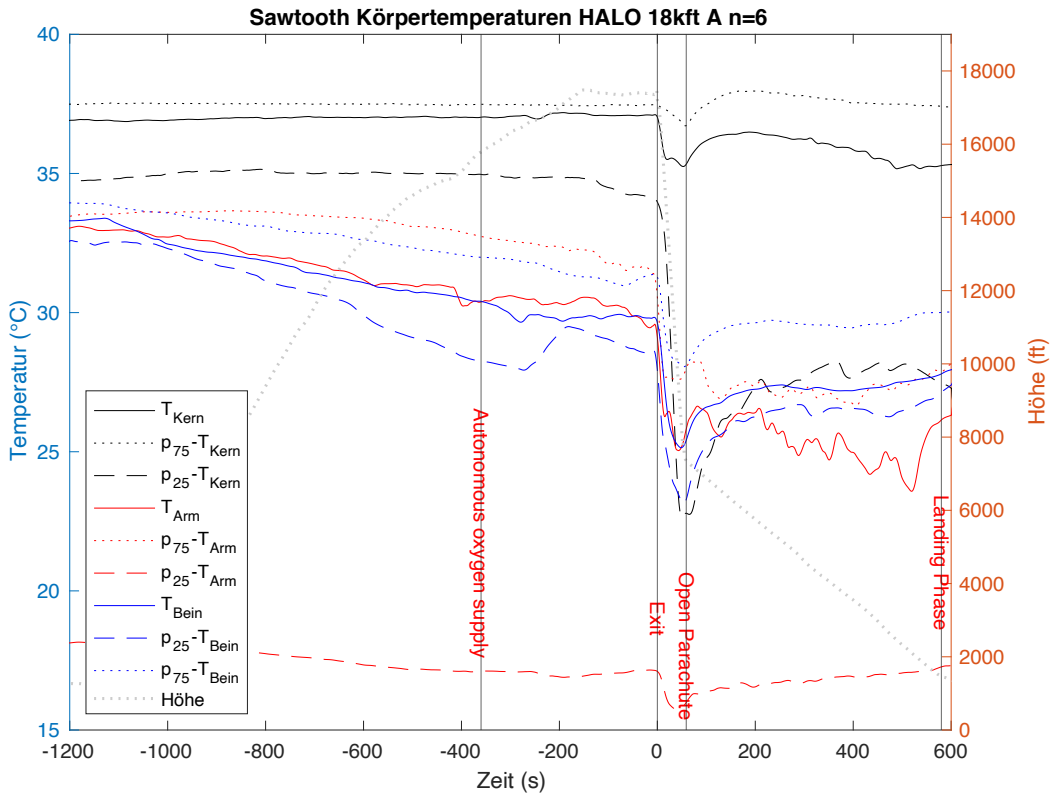


Diagramm 53: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe HALO 18kft A in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

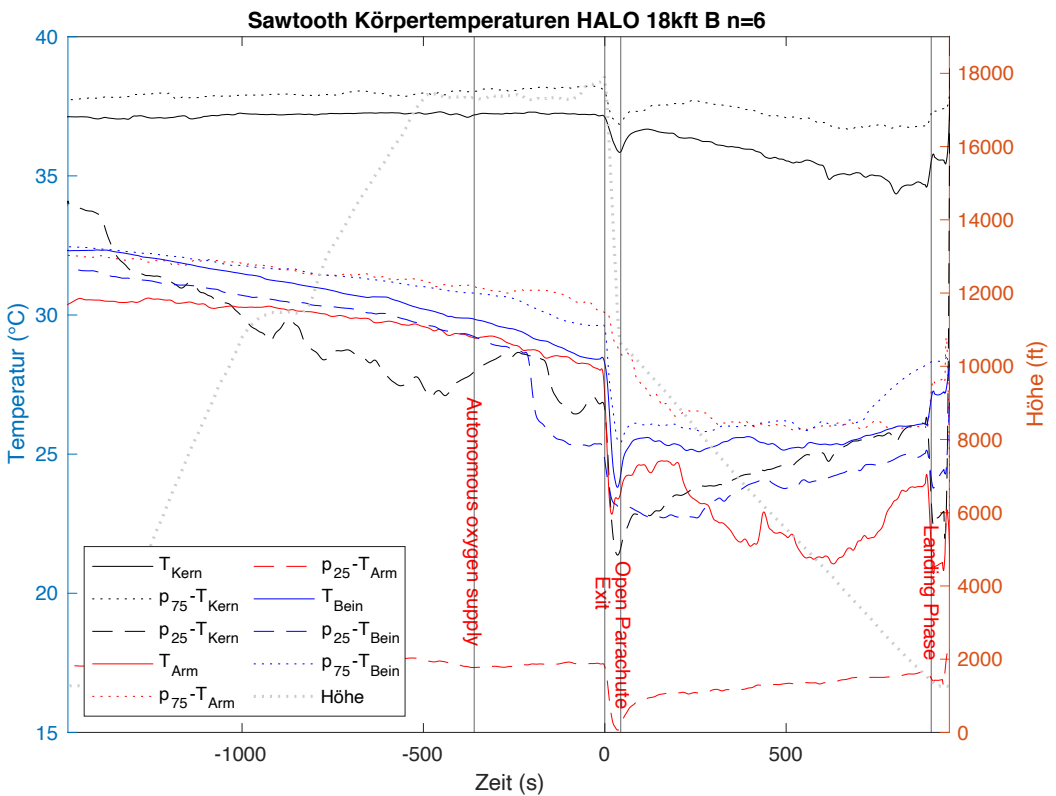


Diagramm 54: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe HALO 18kft B in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

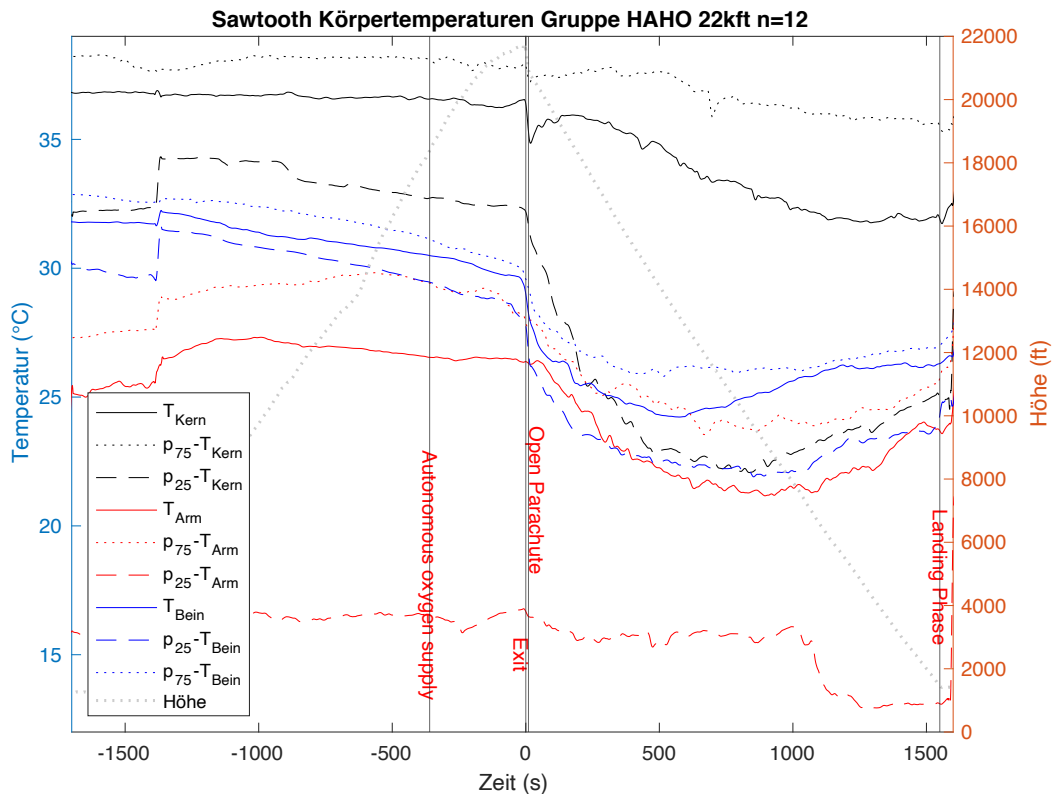


Diagramm 55: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe HAHO 22kft in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

Der Verlauf der Körperkerntemperatur bei der Sprunggruppe HAHO 22kft ist bis auf die Anfangsphase (kurzer freier Fall) auffällig. Physikalisch scheint der Doppelsensor in der Freifallphase nicht zu funktionieren. Der Anstieg der Körperkerntemperatur nach der Schirmöffnung ist vereinbar mit der Rekalibrierung, die nach circa 120 Sekunden abgeschlossen zu sein scheint. Ab diesem Moment kann man mit geringen Abstrichen wieder von einer zuverlässigen Messung ausgehen. Bis zum Erreichen des Bodens (>1400 s) kommt es zu einer Auskühlung des Körperkerns, wobei eine Temperaturreduktion von unter 35,0°C als eher unwahrscheinlich anzunehmen ist. Dennoch zeigt es, dass das HAHO-Verfahren eine Auskühlung des Körpers möglicherweise induziert, trotz der gemäßigten klimatischen Verhältnisse. Aufgrund der Fahrtzeit am Schirm könnte auch der Helm durch die relative Kälte auskühlen, was sich negativ auf die Messmethodik auswirken kann. Methodisch muss an dieser Sensorplatzierung gearbeitet werden, was auch der hohe IQR zeigt, um zukünftig genauere Werte zu erhalten.

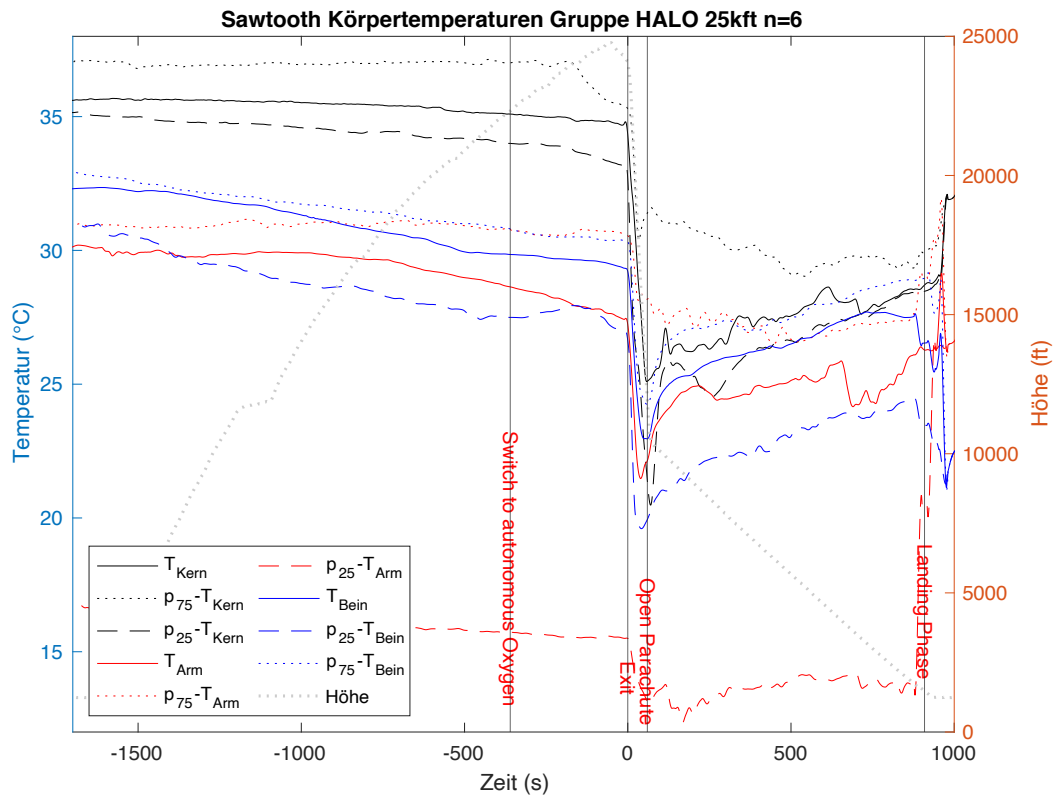


Diagramm 56: Median Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur Gruppe HALO 25kft in Bezug zum Höhen-Zeit-Profil (grau gepunktet)

Die gerade beschriebene physikalische Beeinflussung des Doppelsensors wird bei der Gruppe HALO 25kft ganz offensichtlich. In der Freifallphase ist der Windeinfluss so hoch, dass der Sensor keine zuverlässigen Daten mehr liefern kann. Nach der Öffnung des Schirmes wird dieser erhebliche Fahrtwind reduziert, so dass der Sensor auf einem anderen Niveau Messwerte ausgibt, die aber mit der Körperkerntemperatur nichts zu tun haben dürften, da eine Temperatur von unter 25°C eine erhebliche Beeinflussung, wenn nicht gar Schäden am Menschen verursachen würde. Damit ist die Annahme der Verbesserung der Sensorapplikation unausweichlich.

4.4. Gruppenvergleich der Hypoxiephasen

Der Beginn und das Ende der jeweiligen Hypoxiephasen sind jeweils durch 96% SpO₂ definiert (Punkt 3.1.2.2.). Im Rahmen der Ermittlung der AUC' im Bereich der Hypoxiephase konnte die durchschnittliche Sauerstoffsättigung berechnet werden. Hierbei zeigt sich, dass unter standardisierten Bedingungen in der HKS die durchschnittliche Sauerstoffsättigung auf 15.000ft in Gruppe A tiefer ist als auf 25.000ft. Unter realen Bedingungen wie in der Gruppe Eloy ohne Sauerstoffversorgung während des Sprungablaufes werden diese durchschnittlichen Sauerstoffsättigungswerte nicht erreicht. Die Absetzhöhe mit 13.500ft ist deutlich geringer als in der HKS, jedoch nähern sich die durchschnittlichen Werte während der Hypoxie denen der durchschnittlichen Hypoxiewerte der HKS auf 25.000ft an, bei einem deutlich längeren Höhengaufenthalt (Gruppe Eloy Untergruppe B).

Die Untergruppen der Gruppe Coolidge erreichen zum Teil durchschnittliche Sauerstoffsättigungswerte von 88% (Tab. 44) bei nicht klar definierten Anschlusszeiten an das portable Sauerstoffversorgungssystem.

Alle Untergruppen der Gruppe Sawtooth haben keine durchschnittlichen Sauerstoffsättigungswerte unter 90%, die Gruppen HALO 18kft A und B erreichen nicht den Hypoxiebereich von unter 96%. Die minimalen Sauerstoffsättigungswerte der Gruppen HAHO 22kft und HALO 25kft erreichen allerdings Werte unter 90% SpO₂, so dass hier angenommen werden muss, dass für die Höhen über 18.000ft die OXYJUMP-Versorgung mit dem Ziel SpO₂ > 90% nicht ausreichend ist.

In allen Gruppen mit und ohne Sauerstoffversorgung werden während der Hypoxiephasen keine medianen Sauerstoffsättigungswerte von unter 80% erreicht.

Gruppe	Hypoxiedauer [s]	min. SpO ₂ [%]	Ø SpO ₂ [%]	AUC'
HKS 25kft	104	82	88	1.305,35
HKS 15kft Grp A	653	82	86	9.010,20
HKS 15kft Grp B	296	87	91	2.707,59
Eloy Grp A	552	90	92	4.435,96
Eloy Grp B	840	84	89	9.190,40
Coolidge Grp 1	59	94	95	410,87
Coolidge Grp 2	466	85	92	3.932,71
Coolidge Grp 3	315	85	88	3.753,26
Coolidge Grp 4	601	90	93	4.255,91
Sawtooth 12k A	40	95	96	280,41
Sawtooth 12k B	42	95	95	299,99
Sawtooth 18kft A	0	96		
Sawtooth 18kft B	0	97		
Sawtooth 22kft	721	86	91	6.531,47
Sawtooth 25kft	1056	87	92	8.828,92

Tabelle 44: Gruppenvergleich der Entsättigung während der Hypoxie-Phasen mit Hilfe der AUC'

Die AUC' wurde in Bezug auf den zeitlichen Verlauf gesetzt. Wenn sich dieses Verhältnis nicht vergrößert, so ist es als Maß für eine stabile Phase zu setzen. Sollte sich die AUC' vergrößern, bedeutet das eine weitere Entsättigung trotz der Sauerstoffgabe. Wenn sich die AUC' gar verkleinert, kann dies als erfolgreiche Sauerstoffgabe interpretiert werden, wenn der gleiche Zeitraum in Betracht gezogen wird.

Die Gesamtsättigungsverhältnisse der jeweiligen Gruppen wurden mittels der AUC' der SpO₂-Kurven während der Hypoxiephasen verglichen (Tab. 44).

Wenn man dabei den Quotienten aus Fläche und Zeit bildet, kann man direkt die jeweiligen Flächeneinheiten (FE) pro Sekunde vergleichen. Für die Kontrollgruppe HKS 25kft ergibt sich dabei $\frac{1305,35 \text{ FE}}{104 \text{ s}} = 12,5 \text{ FE/s}$ und für die Gruppe Sawtooth 25kft $\frac{8828,92 \text{ FE}}{1056 \text{ s}} = 8,3 \text{ FE/s}$.

Aufgrund dieser Ergebnisse sieht man relativ deutlich, dass die Springer in der realen Situation eine Entsättigung erreichen, die etwa um 1/3 geringer ist als die Entsättigung, die die Vergleichsgruppe in der HKS aufweist. Und dies, obwohl die Sawtooth-Gruppe insgesamt etwa die 10-fache Zeit unter Hypoxiebedingungen stand. Damit deuten die vorliegenden Daten darauf hin, dass mit den transportablen Sauerstoff-

versorgungssystemen (hier: OXYJUMP) das Sättigungsniveau stabil gehalten werden kann.

4.5. Gruppenvergleich der Temperaturverläufe

Es wurden T_{Kern} , T_{Arm} und T_{Bein} aus den Medianwerten aller HALO-Sprünge jeweils zum Zeitpunkt „Open Parachute“ erfasst, insgesamt 11 Messwerte je Körperoberflächentemperatur. Eine Ausnahme bildet T_{Kern} , hier wurden nur 10 von 11 Messwerten untersucht, da der Messwert Sawtooth HALO 25kft mit $25,13^{\circ}\text{C}$ signifikant von allen anderen Messungen abweicht und offensichtlich außerhalb der menschlichen Toleranzen liegt. Es scheint hier ein Messfehler vorzuliegen.

Sprung	T_{Kern}	T_{Arm}	T_{Bein}
Eloy Grp A	37,6	27,7	27,7
Eloy Grp B	37,4	27,2	24,9
Coolidge Grp 1	37,7	28,6	28,4
Coolidge Grp 2	35,1	28,2	27,6
Coolidge Grp 3	36,9	27,7	26,9
Coolidge Grp 4	37,3	28,9	31,3
Sawtooth 12k A	33,5	25,2	27,2
Sawtooth 12k B	37,1	27,4	28,6
Sawtooth 18k A	35,3	25,9	25,4
Sawtooth 18k B	35,9	23,7	24,3
Sawtooth 25k		22,1	23,0

Tabelle 45: Mediane Temperaturen der HALO-Sprünge zum Zeitpunkt „Open Parachute“

Die HALO-Sprünge Sawtooth 22kft wurden bezüglich der Signifikanz der Temperaturänderung vom Zeitpunkt „Exit“ im Vergleich zum Zeitpunkt „Open Parachute“ nicht betrachtet, da mit einer Freifallstrecke von nur 700ft diese Gruppe nicht zum Vergleich herangezogen werden kann. Aufgrund der kurzen Freifallstrecke ist der Windchill-Effekt nicht so beeinflussend wie bei HALO-Sprüngen, jedoch kühlen die Springer allerdings über die Zeit des Höhengaufenthaltes aus.

Mittels Anderson-Darling-Test wurden die Körperoberflächentemperaturen auf signifikante Abweichungen von der Normalverteilung betrachtet. Die Messungen ergeben keine signifikanten Unterschiede in der Normalverteilung bei einem Signifikanzniveau von 0,05.

Die Körperkerntemperaturen wurden mittels t-Test auf eine Abweichung der mittleren Körperkerntemperatur [31] von 37°C getestet. Es ergab sich mit $p=0,1789$ keine signifikante Abweichung vom Mittelwert.

Ein t-Test auf eine durchschnittliche Körperkerntemperatur von 36,4°C (Punkt 2.4.6.) bestätigt mit $p=0,91525$ ebenfalls keine signifikante Abweichung vom Mittelwert.

Ein Paardifferenzentest, jeweils durchgeführt für die Arm- und Beintemperaturen zum Zeitpunkt „Exit“ im Vergleich zum Zeitpunkt „Open Parachute“, ergab in beiden Fällen mit $p_{Arm}=0,0001$ und $p_{Bein}=0,0003$ signifikante Abweichungen bei allen vermessenen realen Sprungabläufen.

4.6. Auswertung der Atemfrequenzen

Die Analyse der Atemfrequenzen wurde an mehreren vorliegenden Sprungdatensätzen durchgeführt, wobei im Folgenden beispielhaft nur ein Sprung aus 25.000ft während der Erprobung in Sawtooth weiter dargestellt wird.

Das aufgezeichnete Signal des gesamten Sprungs eines Probanden wurde mittels der in Punkt 3.5.4 beschriebenen Methoden ausgewertet und in MATLAB in einem Plot vergleichend dargestellt:

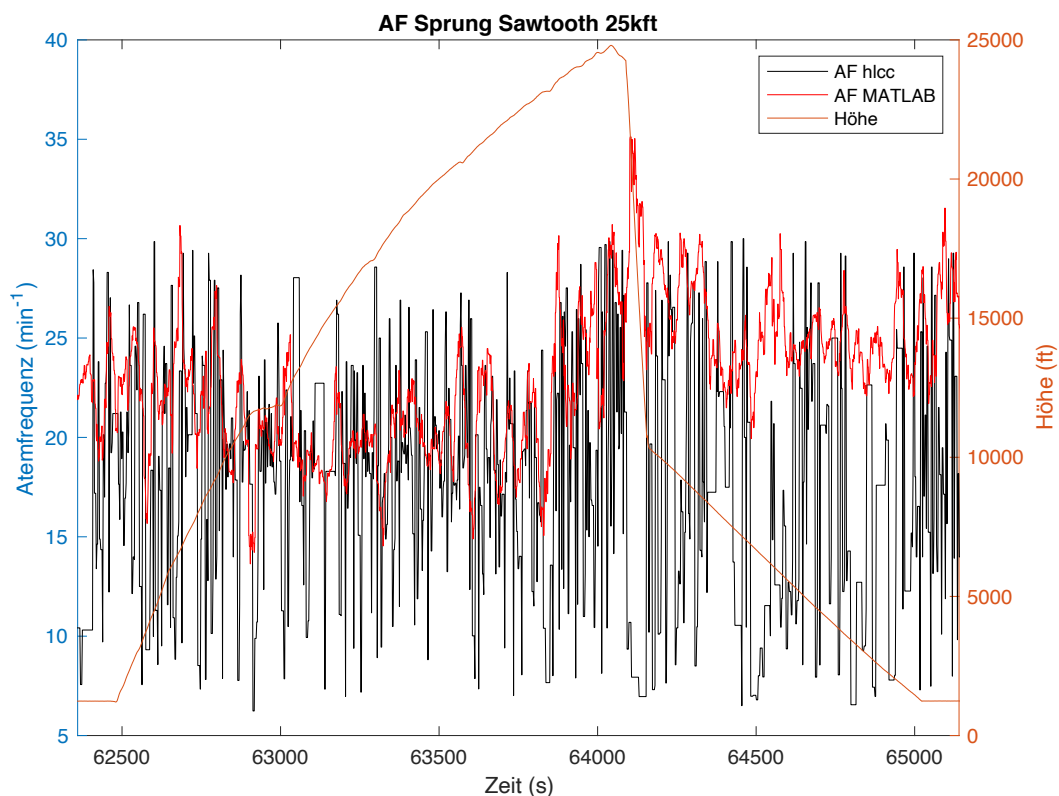


Diagramm 57: Darstellung der berechneten Atemfrequenzen in einem Sprung aus 25.000ft

Auffallend ist hier die deutlich unterschiedliche Darstellung der Atemfrequenzen durch die verwendeten Tools. Während die berechnete Atemfrequenz der HLCC-Software stark zwischen 6 und 30 Atemzügen pro Minute fluktuiert (bei einer durchschnittlichen Atemfrequenz von 17 min^{-1}), erscheint sich das berechnete Ergebnis des entwickelten MATLAB-Skripts deutlich stabiler zwischen 13 und 35 Atemzügen pro Minute zu bewegen (durchschnittliche Atemfrequenz $26,2 \text{ min}^{-1}$).

Besonders auffällig sind die Unterschiede der Berechnungen beider Programme in der Phase kurz vor dem Absprung bis zur Schirmöffnung (Zeitspanne 64.100 bis 64.160 Sekunden). Während das erstellte MATLAB-Skript in diesem Bereich ausgehend von

einer Atemfrequenz von 26 min^{-1} einen Anstieg auf 35 min^{-1} mit abschließendem Abfall auf 23 min^{-1} darstellt, wird dieser Zeitbereich seitens der HLCC-Software ausgehend von 9 min^{-1} als Abfall auf 6 min^{-1} mit abschließendem Anstieg auf 28 min^{-1} errechnet:

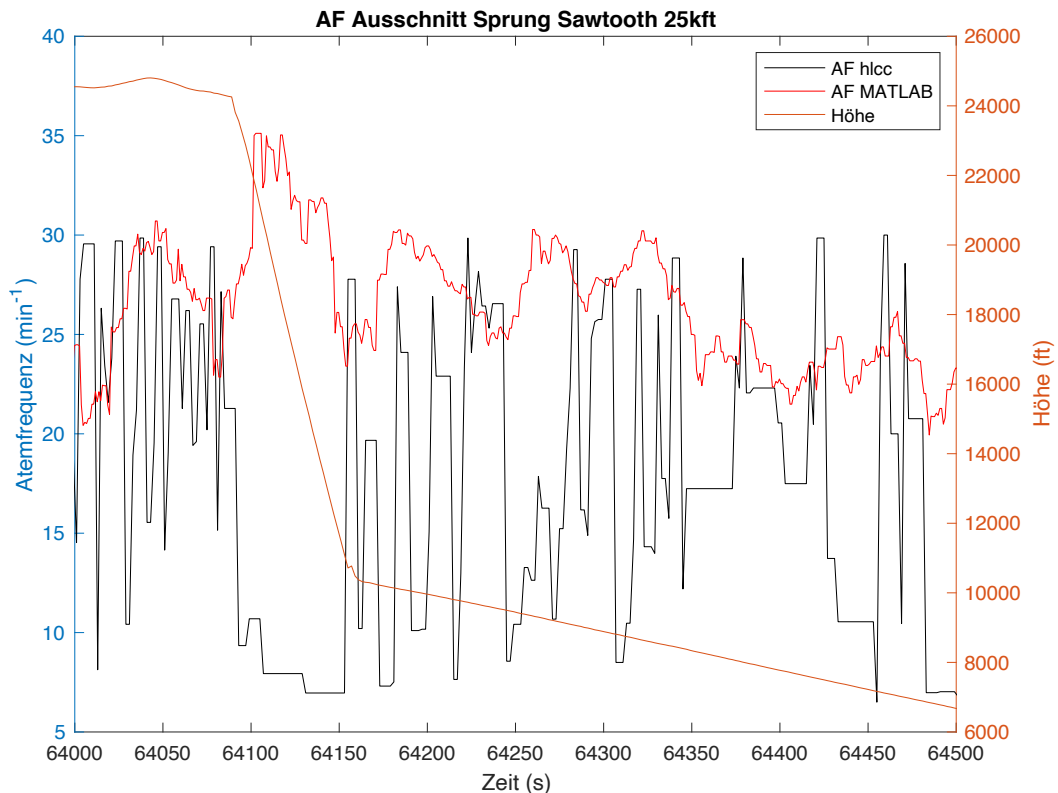


Diagramm 58: Darstellung der Atemfrequenzen in einem 500-Sekunden-Ausschnitt eines Sprungs aus 25.000ft

Dies ist insofern bemerkenswert, da man in der Phase kurz vor Absprung bis zur Schirmöffnung eine erhöhte Aktivität des Springers und daraus folgernd auch eine erhöhte körperliche Belastung mit dementsprechend erhöhter Atmung erwarten kann. Ausgehend von einer Atemfrequenz eines Erwachsenen von 12 bis 18 Atemzügen pro Minute in Ruhe und von 30 bis 60 Atemzügen pro Minute [96] bei körperlicher Belastung erscheint die Darstellung der HLCC-Software nicht schlüssig, während das MATLAB-Skript augenscheinlich plausible Ergebnisse berechnet.

Dieses kontroverse Verhalten konnte bei allen durchgeführten Analysen beobachtet werden und führte zu dem Entschluss, die Analyse der Atemfrequenzen im Rahmen dieser Dissertation nicht weiter zu verfolgen.

5. Diskussion

Zusammenfassend wurden für die Datenerhebung 3 Gruppen (Eloy, Coolidge, Sawtooth) während realer Sprungverfahren vermessen und eine Gruppe (Kontrollgruppe HKS) unter standardisierten Laborbedingungen in der Höhen-Klima-Simulationsanlage. Die Schwierigkeit der Vermessung unter realen Bedingungen bestand in der Erhebung analysierbarer Daten, die nicht im standardisierten Laborumfeld gemessen worden.

5.1. Diskussion der Methoden

Eine Datenerhebung unter Realbedingungen ist seither mit besonderen Schwierigkeiten (Punkt 2.6.) verbunden und stellt nach wie vor eine Herausforderung für die moderne Medizin dar. Essentiell ist der Einsatz der geeigneten Methoden, um eine hohe Qualität der aufgezeichneten Daten zu erzielen.

5.1.1. Erfassung der Sauerstoffsättigung

Die Erfassung der Sauerstoffsättigung während real durchgeführter Sprungverfahren ist bisher in der Literatur einzigartig. Es lässt sich keine Studie zum Vergleich der Effektivität dieses Verfahrens während des Sprungablaufs für Fallschirmspringer finden. Wenn überhaupt wurde die Sauerstoffsättigung direkt vor und nach dem Sprung erfasst [97] oder es wurden Vermessungen in einer Unterdruckkammer zur Höhensimulation durchgeführt [98,99].

Für die Datenerhebung der Sauerstoffsättigungsverläufe wurde für diese Arbeit ein Fotosensor verwendet, der direkt neben 2 LED-Leuchtquellen positioniert ist. Somit ist die Anbringung durch Kleben an einer Körperstelle variabler als bei Clips, die nur an Finger bzw. Zehen oder Ohrläppchen angebracht werden können.

Die Erfassung der Sauerstoffsättigung mittels Pulsoxymetrie ist ein nicht-invasives Verfahren und basiert auf der Grundlage der unterschiedlichen Lichtabsorption von sauerstoffbeladenem Hämoglobin zu desoxygeniertem Hämoglobin und ist somit ein optisches Messprinzip [100]. „Da auf die optische Absorption verschiedene Faktoren einwirken, beispielsweise haben verschiedene Gewebearten wie die Haut auch einen Einfluss, ist eine Absolutwertmessung nicht praktikabel. Es erfolgt eine Relativwertmessung der Absorptionsraten, welche über den pulsatilen Blutfluss im Messgerät eingestellt wird.“ [100] Essentiell dafür ist, dass die LED-Lichtquelle und der Fotosensor zur Detektion der Lichtwellen pulsierend durchströmendes Blut als

Messgrundlage haben. Aufgrund dessen wurde der Sensor zur Erfassung nicht an den Fingern oder Ohrläppchen angebracht, da durch die Auskühlung während des Freifalls mit einer konsekutiven Gefäßverengung zu rechnen war. Der Sensor wurde somit an der Stirn unter dem schützenden Helm angebracht, um eine auskühlungsbedingte Parametervfälschung zu vermeiden.

Die Messgenauigkeit heutiger Pulsoxymeter ist sehr hoch und zeigt bei einer Sauerstoffsättigung von 97,7% eine mittlere Standardabweichung von $0,707 \pm 0,247\%$. Gleichwohl sind die meisten Pulsoxymeter nur bis zu einer Sättigung bis 70% auf klinische Genauigkeit getestet. Für die Erhebung der Sauerstoffsättigung in Situationen der hypoxischen Hypoxie wird aufgrund einer höheren Validität der erhobenen Werte die Anwendung des NIRS (near-infrared spectroscopy) empfohlen [101]. Da die Aufzeichnung der Sauerstoffsättigung via NIRS allerdings einen deutlich größeren technischen Aufwand bedeutet und somit für die Nutzung während real durchgeführter Sprünge nicht umsetzbar ist, wurde die Erfassung der Sauerstoffsättigung für diese Arbeit mit einem Pulsoxymeter realisiert.

5.1.2. Erfassung der Herzfrequenz

Die Herzfrequenz war der erste Parameter, der unter realen Bedingungen bei Fallschirmspringern erfasst wurde. Eine der ersten Methoden dazu war die Ableitung eines 1-Kanal-EKG, wobei die Elektroden bisternal angebracht wurden [102]. Die bei Schirmöffnung und Landung entstandenen Artefakte wurden akzeptiert und als Marker für diese markanten Punkte des Sprungablaufs genommen. Die Daten wurden mittels Kassettenrekorder aufgezeichnet und nach den Vermessungen ausgelesen. Eine weiterführende Entwicklung war die Aufzeichnung der Herzfrequenz mittels bisternal angebrachten Elektroden zur Erfassung eines 1-Kanal-EKG und die Übermittlung der Daten über FM/FM-Telemetrie. Diese Art der Datenerfassung und -übermittlung war genauer als die Aufzeichnung mittels Kassettenrekorder [103]. Bei einer anderen Art der Aufzeichnung mittels Holter-EKG kommt es zur Verfälschung durch Rauschartefakte, die umständlich für die Auswertung bearbeitet werden müssen [104]. Für die Erfassung des EKG über Klebeelektroden ist immer eine Verkabelung notwendig, auf die bei der Herzfrequenzerfassung für diese Arbeit weitestgehend verzichtet werden sollte, um den Springer bzw. Probanden so wenig wie möglich mit einer Verkabelung zu belasten. Aufgrund dessen wurde zur Erhebung der Herzfrequenz der Brustgurt von POLAR verwendet, der eine ebenso hohe

Messgenauigkeit wie eine konventionelle EKG-Ableitung gewährleistet [105]. Auch unter körperlicher Belastung findet eine exakte Erhebung der Herzfrequenz statt. Die Ableitung mittels POLAR-Gurt wurde mit der Genauigkeit und Zuverlässigkeit eines EKG verglichen. Hierbei ergab sich nach einer Konkordanzkorrelationsanalyse nach Lin, dass der POLAR-Gurt die höchste Übereinstimmung ($r_c=98$) [106] hat und deswegen für diese Arbeit zur Herzfrequenzerfassung verwendet wurde.

5.1.3. Erfassung der Körperoberflächentemperatur

Die Erfassung der Körperoberflächentemperatur erfolgte während Fallschirmsprüngen bisher ebenfalls nicht. Durchgeführt wurden bisher Vermessungen in Höhen-Klima-Simulationsanlagen und in Windtunneln [107]. Eine Erfassung von Körperoberflächentemperaturen unter realen Bedingungen, die mit einem Fallschirmsprung vergleichbar wären, erfolgte, indem Probanden mit einem Abstand von 400ft hinter einem Luftfahrzeug (C-130) in einer Höhe von 8.000ft hinterhergezogen und dabei unter anderem die Körperoberflächentemperaturen mittels eines Thermistors erfasst wurden [108]. Dieser „[...] ist ein elektrischer Widerstand, dessen Wert sich mit der Temperatur reproduzierbar ändert.“[109] und entspricht somit den für diese Arbeit eingesetzten NTC-Sensoren. Diese sind in Temperaturbereichen von -50 bis 150°C einsetzbar und bei einer Temperatur von 25°C typischerweise referenziert. In Temperaturbereichen von 0 bis 70°C und von 0 bis 100°C sind Abweichungen von $\pm 0,1$ und $\pm 0,2$ °C im Toleranzbereich [110] und somit für die Erhebung der Körperoberflächentemperatur ideal. Während des Rekordversuchs von Felix Baumgartner im Oktober 2012 (Punkt 2.1.) sollte die Körperoberflächentemperatur ebenfalls mit einem Thermistor erfasst werden. Dazu wurde die NTC-Sensorik über der Haut mit dem Brustgurt, der für weitere Parametererhebungen getragen wurde, angebracht. Die Aufzeichnung hat allerdings unzuverlässige Daten erbracht, sodass die Auswertung nicht weiter vollzogen wurde [111], des Weiteren war eine Erfassung der Hauttemperatur an den Extremitäten nicht vorgesehen. Somit hat die Erhebung der Körperoberflächentemperaturen, die für diese Arbeit durchgeführt wurde, ein Alleinstellungsmerkmal.

5.1.4. Erfassung der Körperkerntemperatur

Die Temperatur des Körperkerns wird im Organismus unter normalen Bedingungen konstant gehalten. In Ruhe wird dieser Umstand durch die Wärmebildung in den

Organen, die sich im Körperkern befinden und einen sehr hohen Energieumsatz aufweisen, gewährleistet. Die betreffenden Organe des Körperkerns sind die intrathorakalen und intraabdominellen Organe (intraabdominal vor allem die Leber) und das Gehirn. Da der Kopf bzw. das Gehirn zum Körperkern zählt, ist eine Ableitung an dieser Stelle naheliegend.

Die Erfassung der Körperkerntemperatur war lange Zeit nur durch semi-invasive Verfahren exakt möglich. Unter Laborbedingungen und im klinischen Umfeld wurde dies intraoperativ oder intensivmedizinisch mittels Temperatursonden im Ösophagus, Harnblase oder Rektum realisiert. Alle 3 Messorte gelten als optimale Lokalisationen zur Erfassung der Körperkerntemperatur, sind allerdings auch durch verschiedene Einflussfaktoren anfällig für Fehlmessungen. So ist die optimale Lageposition der ösophagealen Sonde im mittleren Drittel der Speiseröhre, die Harnblasensonde ist zum Teil abhängig vom Füllungsstand der Harnblase und die rektale Messung kann durch eine vermehrte Durchblutung des Rektums wie bei intraabdominellen Entzündungsprozessen falsch-hohe Ergebnisse liefern [112].

Gleichwohl erfordern alle 3 Lokalisationen eine regelmäßige Lagekontrolle, um Fehlmessungen durch Dislokationen zu vermeiden. Außerdem ist die Positionierung dieser Sonden bei einem gesunden Probanden nicht mit einer hohen Akzeptanz vergesellschaftet, vor allem nicht, wenn sie während Vermessungen unter realen Bedingungen Verwendung finden sollen. Dies ist einer der Gründe, weswegen Erhebungen von Körperkerntemperaturen von Fallschirmspringern unter realen Bedingungen bisher nicht erfolgten. Wie unter Punkt 5.1.3. bereits beschrieben, wurden Körperoberflächentemperaturen während eines Versuchs, der annähernd vergleichbar mit der Situation eines Sprungablaufes ist, erhoben. Hierbei erfolgte ebenfalls auch die Erfassung der Körperkerntemperatur über eine Thermistor-Rektalsonde, die während des Versuchsablaufs getragen wurde [108]. Weiterhin erfolgte die Erfassung der Körperkerntemperatur über Rektalsonden unter standardisierten Bedingungen wie in einer Höhen-Klima-Simulationsanlage und in Windtunneln. Hierbei wurden die Sonden 10 cm ab ano positioniert [107].

Um die Erhebung der Körperkerntemperatur komfortabler, hygienischer, aber dennoch valide zu gestalten, etablierten sich nicht-invasive Methoden wie der Doppelsensor (Punkt 3.1.2.4), die unter verschiedensten Bedingungen auf ihre Validität getestet wurden [71,72,113]. Unter anderem wurde hierbei der Doppelsensor mit Positionierung über dem Vertex mit dem Rektalsensor verglichen und die

Abweichungen unter anderem mittels Konkordanzkorrelationsanalyse gegenübergestellt. Hierbei ergab sich eine mittlere Abweichung der erfassten Daten des Doppelsensors zur Rektaltemperatur von $-0,16$ bis $0,1^{\circ}\text{C}$ [71]. Die Studie zeigte eine valide Körperkerntemperaturmessung des Doppelsensors über dem Vertex. Aufgrund dessen wurde die Art der Messung für diese Arbeit gewählt. Eine Positionierung über dem Vertex, integriert im Helm, beeinflusst den Springer bzw. Probanden nicht in seiner sicheren Handlungsfreiheit und wird somit gut akzeptiert.

5.1.5. Erfassung der Atemfrequenz

Die Atemfrequenz wurde während real durchgeführter Sprünge, wie auch die Herzfrequenz, bereits mehrfach vermessen. Dies erfolgte entweder direkt über die Sauerstoffmaske durch eine Widerstandsmessung des Atemstroms [61,108] oder über einen Gurt, der um die Brust gelegt wird und durch Widerstandsveränderungen die Thoraxexkursion erfasst und entsprechend in ein elektrisches Signal umgewandelt wird [111,114], woraus sich die Atemfrequenz berechnen lässt.

Zur Erfassung der Atemfrequenz wurde zur Datenerhebung für diese Arbeit ein Brustgurt gewählt, der über die Dehnung des Materials bei Inspiration und Expiration die Atemfrequenz erfasst. Zum einen behindert der Brustgurt den Fallschirmspringer während der Sprungdurchführung nicht und es wird der komplette Sprungverlauf vermessen. Bei einer Detektion über die Sauerstoffmaske ist dies nicht möglich, da die Springer unterhalb einer Höhe von 10.000ft die Maske öffnen können.

5.2. Diskussion der Ergebnisse

Bezugnehmend auf den Hintergrund der Datenerhebung unter realen Bedingungen sind die erzielten Ergebnisse immer im Kontext mit situationsspezifischen Herausforderungen bzw. Belastungen zu betrachten.

5.2.1. Sauerstoffsättigungs-Ergebnisse

Die pulsoximetrische Erhebung der Sauerstoffsättigung während real durchgeführter Sprünge ist in der Literatur bisher einzigartig.

Die Erfassung der Sauerstoffsättigung in der Kontrollgruppe HKS hat gezeigt, dass ein Abfall des SpO₂ auf 25.000ft zwar deutlich schneller vonstatten geht als auf 15.000ft Höhe, aber die Tiefstwerte auf 15.000ft Höhe durchaus denen von 25.000ft aufgrund der längeren Verweildauer entsprechen. Somit lässt sich schlussfolgern, dass eine Verringerung der Sauerstoffsättigung immer in Kombination aus Höhe und Zeit zu betrachten und zu werten ist.

Die Gruppe Eloy, als einzige nicht mit einem Sauerstoffsystem ausgestattete Gruppe, zeigt bereits im Steigflug unter 5.000ft Höhe den Beginn einer Sauerstoffentsättigung. Die Kammerdaten bezüglich des SpO₂ werden dahingehend bestätigt, dass die Gruppe B mit einem längeren Höhenplateau auf 13.500ft vor dem Absetzen deutlich mehr entsättigt als die Gruppe A. Bereits im Oktober 2013 wird die stetige Sauerstoffentsättigung im Steigflug beschrieben und die Beobachtung, dass die Wiederaufsättigung direkt nach der Öffnung der Tür des Luftfahrzeuges einsetzt, was die Schlussfolgerung zulässt, dass es nicht nur aufgrund der zunehmenden Höhe mit sinkenden Sauerstoffpartialdruck der Umgebungsluft im Flug zu einer Desoxygenierung kommt, sondern auch der Sauerstoff der Atemluft innerhalb des Luftfahrzeuges durch die Probanden verbraucht bzw. reduziert wird [38].

In der Gruppe Coolidge kommt es erstmals zur Vermessung von Sprüngen, die ein portables Sauerstoffsystem nutzen. Allerdings wurden hier keine festen Aktivierungszeiten vorgegeben oder eine Voratemzeit festgelegt. Somit sieht man auch bei diesen Sauerstoffsättigungsverläufen, dass es vor der Aktivierung des OXYJUMP-Systems ebenfalls zu einer Verminderung des SpO₂ im Steigflug kommt. Die Interquartilsabstände sind in Gruppe 1 und 3 am größten. Als Ursache ist hier auf der einen Seite ein deutlicher Unterschied in den vorher nicht festgelegten Anschlusszeiten jedes einzelnen Springers zu diskutieren und auf der anderen Seite eine Manipulation des Sauerstoffsättigungssensors durch Veränderungen an der

Helmposition durch den Springer im Luftfahrzeug. Dieser ist, wie unter Punkt 3.1.2.6. verdeutlicht, an der Stirn unter dem Helm befestigt. Durch Manipulation an diesem durch den Springer selbst, wie in Gruppe 1 und 3, kann es kurzzeitig zu Fehlmessungen kommen. Da kurz vor dem Exit der Gruppe 1 der IQR deutlich kleiner wird und bei Gruppe 3 kurz nach der Schirmöffnung, spricht es an dieser Stelle dafür, dass der Sensor sich wieder rekaliert hat und es zu einer qualitativ guten Datenaufzeichnung kommt. In Gruppe 2 lagen die Zeitpunkte der Aktivierung der portablen Sauerstoffversorgung anscheinend näher beieinander, was zu einer deutlich geringeren Streubreite der Datensätze führt. Allen Gruppen gemein ist, dass es nach der Aktivierung des OXYJUMP-Systems zu einer deutlichen Stabilisierung der Sauerstoffsättigungswerte kommt. Gleiches Muster ist in der Coolidge Gruppe 4 mit dem besonderen Absetzverfahren aufgrund flugablauforganisatorischer Verzögerungen zu erkennen. Eine Reduktion des SpO_2 im Steigflug und nach Aktivierung des portablen Sauerstoffsystems zeichnet sich deutlich eine konsekutive Stabilisierung der Sauerstoffsättigung ab. Die Gruppe Coolidge mit einer festgesetzten Absetzhöhe von 12.000ft ist normalerweise gemäß der Zentralvorschrift auch nicht mit einem Sauerstoffsystem versorgt, gleichwohl zeigen alle Verläufe ein deutlich stabileres Sauerstoffsättigungsniveau trotz individueller Aktivierungszeitpunkte.

In der Gruppe Sawtooth ist zu erkennen, dass es im Steigflug unabhängig von der zu erreichenden Absetzhöhe unter Sauerstoffversorgung zu keiner Sauerstoffentsättigung während des Steigfluges kommt. Die in den Graphiken der betreffenden Untergruppen Sawtooth erkennbaren Fluktuationen des hohen stabilen Sättigungsverlaufs sind dahingehend erklärbar, dass die Funktionsweise der Pulsoxymeter eine Abweichung von bis zu $\pm 0,5\%$ aufweist. Dies deckt sich mit Erkenntnissen, die bei der Testung der Variabilität der Messdaten von Pulsoxymetern erhoben wurden [101]. Die Nutzung des portablen Sauerstoffsystems ab 6 Minuten vor dem Exit ist bis zu einer Höhe von 18.000ft ausreichend, um nicht unter 90% SpO_2 zu entsättigen. Oberhalb davon - bezugnehmend auf die Gruppen HAHO 22kft und HALO 25kft - ist die Versorgung über das OXYJUMP-System nicht ausreichend genug, um stabile Werte höher als 90% Sättigung zu garantieren, allerdings ausreichend genug, um entsprechend der AUC' einem progredienten Entsättigungsverlauf entgegen zu wirken.

Die Anbringung des Sauerstoffsensors an der Stirn der Springer bzw. Probanden ist optimal in dem Sinn, dass es den sicheren Sprungablauf nicht behindert. Die

Positionierung unterhalb des Helms, kann allerdings durch Manipulation an diesem durch den Springer selbst zu einer Verfälschung der Werte führen. Jedoch rekalisieren sich die Sensoren nach einer Manipulation nur kurze Zeit später und erfassen eine gute Datenqualität. Die IQR während der Hypoxiephasen werden in allen Gruppen dieser Arbeit größer. Da dieses Phänomen konstant zu beobachten ist, spricht die Vergrößerung der IQR in diesen Phasen am ehesten für die individuell unterschiedliche Effektivität der kompensatorischen Gegenregulationen des Organismus und somit für eine individuell schnelle und starke Verminderung der Sauerstoffsättigung. Die Pulsoxymeter sind bis zu einem SpO₂ von 70% auf ihre Validität geprüft, aber für eine genaue Erfassung von Sättigungswerten wird die NIRS-Methode empfohlen (Punkt 5.1.1). Bei der Vermessung von realen Sprüngen, als auch in der HKS, sind keine Sauerstoffsättigungswerte unter 70% erfasst. Somit ist die Nutzung der Pulsoxymetrie eine solide Methode auch unter solch erschwerten Bedingungen wie Vermessungen unter realen Umweltbedingungen.

Weiterhin muss diskutiert werden, vor allem in Bezug auf den Vergleich der durchschnittlichen Entsättigung (Tab. 44), in dem sich die Werte der nicht mit Sauerstoff versorgten Gruppe (v.a. Eloy Gruppe B) den Werten der 25.000ft Gruppe HALO 25kft annähern, ob eine Sauerstoffversorgung auch für Sprünge mit einer Absetzhöhe von 12.000ft vorgeschrieben werden sollte, um Sauerstoffmangelsymptomen und den damit verbundenen Gefahren für einen sicheren Sprungablauf prophylaktisch entgegenzuwirken sowie um eine optimale Handlungsfähigkeit des Springers zu gewährleisten.

5.2.2. Herzfrequenz-Ergebnisse

Die Herzfrequenz und konsekutiv das Herzminutenvolumen ist ein physiologischer Parameter, der unter Hypoxie-Bedingungen kompensatorisch ansteigt. Hier ist es vor allem die Ruheherzfrequenz, die in einer Situation der akuten Hypoxie ansteigt, wohingegen die maximale Herzfrequenz von dieser physiologischen Reaktion unberührt bleibt [115]. Zu sehen sind leicht erhöhte Herzfrequenzen in Ruhe unter zunehmender hypobarer Hypoxie bei allen Gruppen dieser Arbeit. Insbesondere wird dieses Phänomen bei den Gegenmessungen in der HKS, die unter Ruhebedingungen und ohne Stresssituation erhoben wurden, gezeigt.

Zu diskutieren ist allerdings, dass in allen Untergruppen der Gruppe Sawtooth auch unter einer suffizienten Sauerstoffgabe, also bis zum Punkt des Aktivierens des

OXYJUMP-Systems und in den Gruppen HALO 12ft A und B sowie HALO 18kft A und B auch unter portabler Sauerstoffversorgung in einer Normoxie-Situation es zu einem Anstieg der Herzfrequenz noch weit vor dem Exit kommt. Mit steigender Herzfrequenz kommt es ebenfalls zu einer Zunahme der IQR, was bei einer guten Datenqualität auf individuelle Reaktionen bei unterschiedlicher Stressresilienz, unterschiedlichem Erfahrungsschatz und Trainingszustand, schließen lässt.

Der Trainingszustand eines Springers bzw. eines Probanden ist hier deswegen mit einzubeziehen, da der IQR während des Anstiegs der Herzfrequenz unter hypobarer Hypoxie auch in der Kontrollgruppe HKS erfolgt und hier Probanden mit einem unterschiedlichen Background bezüglich des dienstlichen Aufgabengebietes sowie in Ruhe ohne die Stresssituation, gleich aus einem Flugzeug springen zu müssen, vermessen wurden und nicht ausschließlich Kommandosoldaten bzw. Fallschirmjäger mit einem homogenen Trainingszustand wie in den Vermessungen unter realen Bedingungen.

Zu einem deutlicheren Anstieg der Herzfrequenz kommt es bei den unter realen Bedingungen vermessenen Sprüngen vor allem an 3 markanten Punkten. Unabhängig von der Absetzhöhe oder der Höhe der Schirmöffnung steigt die Frequenz zum Zeitpunkt des Exits, der Schirmöffnung und der Landung. Dies lässt vermuten, dass diese 3 im Sprungablauf sensiblen Punkte zu einer stressbedingten physiologischen Reaktion bei allen Springern führt, ungeachtet ihres individuellen Trainingszustandes und Erfahrungsschatzes [111]. Unterscheiden kann man den Zeitpunkt des Herzfrequenzanstiegs. Unerfahrenere Springer steigen mit der Frequenz eher im gesamten Sprungablauf, wohingegen erfahrenere Springer einen Abfall zwischen den einzelnen Schlüsselmomenten aufweisen [114]. Weiterhin unterscheiden sich erfahrene von unerfahrenen Springern in der Wichtung der Stressmomente im Sprungablauf. Unerfahrene haben eine höhere Herzfrequenz im Moment der Schirmöffnung, erfahrenere Springer im Moment der Landung [61]. Damit zeigt sich, dass das Erfahrungsniveau einen Einfluss auf den Zeitpunkt, die Dauer und Intensität der Stressantwort zu haben scheint [116].

Für diese Arbeit wurden die Gruppen nicht nach Erfahrungsniveau eingeteilt, jedoch wurde auch hier ein Frequenzanstieg zum Zeitpunkt Exit, Schirmöffnung und Landung beobachtet. Zwischen diesen markanten Punkten kam es immer zu einem Abfall der Frequenz, was für die Vermessung von meist erfahrenen Springern spricht, da es bei ihnen zwischendurch anscheinend zu Entspannungsmomenten kommt. Dies deckt

sich mit den erhobenen Sprungzahlen und der Beurteilung der Erfahrungsstufen der Probanden in den einzelnen unter Realbedingungen vermessenen Gruppen. Auch in der Gruppe Eloy nahmen mehr erfahrene Springer als Unerfahrene an den Vermessungen teil. Des Weiteren unterscheiden sich die Herzfrequenzverläufe und Maximal Frequenzen von HALO- und HAHO-Sprungverfahren nicht, was in anderen Untersuchungen beobachtet wurde [97]. Die Vergrößerung der IQR in diesen Schlüsselmomenten kann somit auf die individuelle Stressresilienz der Springer und auf die unterschiedlichen Erfahrungsniveaus zurückgeführt werden. Dahingehend müssen allerdings auch Artefakte mit in Betracht gezogen werden, die durch Bewegungen der einzelnen Springer im Luftfahrzeug entstehen, zum Beispiel, um die Ausrüstung final auf Sprungbereitschaft zu kontrollieren oder die Tür des Luftfahrzeuges zu öffnen, oder die Artefakte, die aufgrund von Kräfteinwirkungen auf das Messsystem bei der Schirmöffnung und bei der Landung unvermeidbar sind.

5.2.3. Körpertemperatur-Ergebnisse

Die Vergleichsmessungen der Kontrollgruppe HKS unter konstanten standardisierten Messungen haben ergeben, dass der Organismus unter Ruhebedingungen die Körperkerntemperatur und insbesondere die Körperoberflächentemperaturen an den distalen Extremitäten ohne Luftstromeinfluss konstant halten kann.

Die Erhebung der Körperkerntemperatur und Körperoberflächentemperatur während Sprungabläufen unter realen Bedingungen ist in der Literatur allerdings bisher einzigartig. Beim Stratosphärensprung von Felix Baumgartner im Oktober 2012 wurde versucht, mittels NTC-Sonde, die am ventralen Thorax positioniert wurde, die Körperoberflächentemperatur zu erfassen, was allerdings zu keinen brauchbaren Datenerhebungen führte [111].

Zur Erhebung der Körperkerntemperatur wurde in dieser Arbeit ein im Helm integrierter und somit über dem Vertex positionierter Doppelsensor verwendet. Die Ergebnisse zeigen, dass es während aller Sprungverfahren zu keiner signifikanten Abweichung der Körperkerntemperaturen kam (37°C $p=0,1789$; $36,4^{\circ}\text{C}$ $p=0,91525$). Die vergrößerten IQR nach dem Exit aus dem Luftfahrzeug, vor allem in den Gruppen Coolidge Gruppe 2, Sawtooth HALO 12kft A und B, HALO 18kft A sowie HALO 25kft, sind am ehesten als sensorbedingt anzusehen. Hier ist zu diskutieren, ob durch den Luftstrom im Freifall der Helm verrutscht ist und das Temperaturgleichgewicht, das der Doppelsensor zwischen seinen beiden Temperatursensoren zwingend für eine

optimale Messung der Körperkerntemperatur braucht, dadurch aufgehoben wurde und somit keine Erfassung von realen Werten erfolgte. Der langsame, aber kontinuierliche Abfall der Körperkerntemperatur in den Gruppen Sawtooth HALO 18kft B und HAHO 22kft kann durch den sprungablaufbedingten längeren Höhengenaufenthalt zusammenhängen, ist aber eher der herabgesetzten Sensitivität des Doppelsensors bei niedrigen Umgebungstemperaturen zu zuschreiben [71].

Die konstant gehaltene Körperkerntemperatur deckt sich mit den Studienergebnissen, die annähernd mit Vermessungen von real durchgeführten Sprüngen vergleichbar sind. Hier sind die Körperkerntemperaturen allerdings rektal erfasst worden. Eine Studie ergab eine konstante Körperkerntemperatur von 39°C. Die Probanden wurden 15 Minuten in einem Abstand von 400ft in 8.000ft Höhe hinter einem Luftfahrzeug hergezogen und mussten die ganze Zeit über gegen +2,4G Krafteinwirkung arbeiten, um ihre Position zu halten. Diese hohe Workload erklärt hier die deutlich erhöhte Körperkerntemperatur [108]. Eine Vermessung der Körperkerntemperatur während einer Kälteexposition im Windtunnel bei -35°C und anschließend in einer Klimakammer bei -20°C für 60 Minuten bestätigt ebenfalls mit dem Ergebnis einer konstant gehaltenen Körperkerntemperatur von 37,4 ±0,07°C und 37,5 ±0,06°C [107] die hier erhobenen Erkenntnisse. Die Aufenthaltsdauer der Springer, die für diese Arbeit vermessen wurden, ist nicht vergleichbar mit einem 60-minütigen Aufenthalt in einer -20°C gekühlten Klimakammer, aber die Höhentemperaturen variierten je nach Absetzhöhe ausgehend von einer durchschnittlichen Ortstemperatur von +15,5 bis +11,1°C in Eloy [94] und Umgebung in Arizona, USA im November und Dezember von -8,5°C bis -34,5°C je nach Absetzhöhe und sind in Kombination mit dem durch den Luftstrom entstehenden Windchill-Effekt nach dem Absetzen nicht zu vernachlässigen, was vor allem die Körperoberflächentemperaturen der distalen Extremitäten betrifft.

Der Abfall der medianen Körperoberflächentemperaturen der distalen oberen und unteren Extremitäten ist bei allen vermessenen realen Sprungverfahren signifikant. Für die vergrößerten IQR der Armtemperaturen, insbesondere in allen Untergruppen der Gruppe Sawtooth nach dem Exit aus dem Luftfahrzeug, ist am ehesten der Einfluss des Windstroms im Freifall auf die Sensoren als ursächlich zu betrachten. Die Arme werden in einer stabilen Freifallposition dem Luftstrom präsentiert, um im Freifall gezielt manövrieren zu können. Die Sensoren an den Beinen sind durch Hose und Stiefel zudem besser geschützt und dadurch weniger anfällig für diesen Einfluss. Es kommt sowohl an den oberen als auch an den unteren Extremitäten zu einem Abfall

der Oberflächentemperaturen zum Teil unter 25°C. Der Temperaturabfall der Extremitäten führt einerseits zu einer verminderten Durchblutung der Peripherie und andererseits zu einer Linksverschiebung der Sauerstoffbindungskurve (Punkt 2.4.5.) und somit zu einer Erhöhung der Bindungsaffinität des Sauerstoffs am Hämoglobin, was wiederum konsekutiv zu einer verminderten Abgabe des Sauerstoffs an das Gewebe führt. Beides in Kombination schwächt die Handlungsfähigkeit des Springers bzw. Probanden hinsichtlich seiner Sauerstoffausnutzungskapazität und Motorik. Das Einsetzen von Hypoxie-Symptomen (Punkt 2.4.4.) wird durch die Auskühlung damit begünstigt. Ein Temperaturabfall der Extremitäten wurde auch in den beiden bereits erwähnten vergleichbaren Studien erfasst. Sowohl im Windtunnel, in der Klimakammer oder hinter einem Luftfahrzeug hängend, kommt es trotz Wärmebekleidung, die bei beiden Studien getragen wurde, zu einem signifikanten Abfall der Oberflächentemperaturen, wobei die Temperatursonden annähernd an den gleichen windexponierten Stellen angebracht wurden und die Versuchsdurchführung in Kältesituationen stattfand [107,108]. Umso mehr muss die Verbesserung von einsatztauglicher Bekleidung, die isolierend, jedoch nicht hindernd oder einengend ist, vorangetrieben werden.

5.2.4. Atemfrequenz-Ergebnisse

Wie in Kapitel 4.6 dargestellt, wurden Analysen der aufgezeichneten Atemfrequenzen durchgeführt, die so kontroverse Ergebnisse lieferten, dass der Entschluss gefasst wurde, weitere Analysen an dieser Stelle nicht mehr durchzuführen.

Kern des Problems ist die Tatsache, dass hier keine valide Entscheidung getroffen werden konnte, welchem Programm „vertraut“ werden kann. Auf der einen Seite steht die Referenzsoftware des Sensorherstellers, die physiologisch nicht nachvollziehbare Ergebnisse liefert. Dem gegenüber steht ein selbsterstelltes Skript, das vermeintlich nachvollziehbare Ergebnisse liefert. Dieses Skript kann aber keinesfalls den Anspruch erheben, fehlerfrei zu sein. Weiterhin kann es für sich nicht in Anspruch nehmen, validiert zu sein. Um die beiden vorher genannten Punkte zu erfüllen, hätte für dieses MATLAB-Skript eine umfangreiche Testreihe mit Probanden in unterschiedlichen Belastungsszenarien unter Nutzung eines Spirometers als Referenzmethode durchgeführt werden müssen. Basierend auf den vorliegenden Messdaten und den berechneten Ergebnissen kann ein Einfluss der körperlichen Aktivität, der hohen Geschwindigkeit der Luftströmung auf den Körper des Springers als auch die

ruckartigen Beschleunigungen bei der Schirmöffnung auf die Messergebnisse nicht ausgeschlossen werden. Hier sollten weiterführende Messungen der Atemfrequenz mittels Brustgurt und Spirometer als Referenzmessung bei Fallschirmspringern durchgeführt werden, bei denen die aufgezeichneten Triaxialkräfte, die auf den Körper einwirken, in die Berechnungen mit einbezogen werden. Anschließend wäre zu untersuchen ob ein Einfluss auf die Sensorik des Brustgurts besteht, der ggf. herauszurechnen wäre.

Die bisher durchgeführten Aufzeichnungen der Atemfrequenzen von Fallschirmspringern unter realen Bedingungen eignen sich aufgrund ihrer unterschiedlichen Verfahrensweisen nicht als Referenz oder zum Vergleich. Zum Beispiel wurden Atemfrequenzen über Widerstandsmessungen mittels Sensor in der Atemmaske durchgeführt [108], die somit mit den hier ermittelten Ergebnissen nicht vergleichbar sind.

Anscheinend vergleichbar sind die erhobenen Daten, die ebenfalls mittels Brustgurt erfolgten. Hier widersprechen sich allerdings die Ergebnisse. Zum einen wird ein Abfall der Atemfrequenz bei erfahrenen Fallschirmspringern in der Freifallphase beschrieben [114] und zum anderen wird ein Anstieg der Atemfrequenz in genau dieser Sprungphase postuliert [111]. Beiden Studien ist gemein, dass auch hier kein validiertes Verfahren zur Datenauswertung zugrunde gelegt wird.

6. Fazit

Bezugnehmend auf die Eingangs aufgestellten Hypothesen und in Zusammenschau der erhobenen Daten und deren Ergebnisse ist abschließend festzuhalten, dass zukünftig empfohlen werden sollte, auch Sprünge mit einer Absetzhöhe von 12.000ft mit einem Sauerstoffsystem auszustatten, um die auch hier bereits einsetzende Reduktion der Sauerstoffsättigung und dem Einsetzen von Hypoxiesymptomen prophylaktisch entgegenwirken zu können. Weiterhin wird durch eine kontinuierliche Versorgung mit Sauerstoff die Selbstrettungszeit jedes Einzelnen verlängert, um eventuelle Gefahrensituationen souveräner managen zu können. Die Sprünge über 18.000ft haben gezeigt, dass die Versorgung mit dem bisher eingesetzten OXYJUMP-System weiter zu optimieren ist, um Sauerstoffsättigungswerte auf dem Niveau, wie unterhalb von 18.000ft halten zu können. Wie dies am effektivsten umgesetzt werden kann und welche Systemweiterentwicklungen dahingehend bessere Resultate liefert, muss in weiteren Untersuchungen überprüft werden.

Die vermuteten unterschiedlichen Reaktionen auf Stresssituationen zeigen sich vor allem in den größeren IQR der Herzfrequenz an markanten Punkten des Sprungablaufs wie Exit, Schirmöffnung und Landung und sprechen hier für eine große individuelle Reaktionsbreite bezüglich der physiologischen Kompensationsmechanismen. Eine Reduktion der Stressantwort erfolgt nicht durch ein zunehmendes Erfahrungsniveau mit steigenden Sprungzahlen und erfordert somit eine hohe mentale Belastbarkeit der Springer, um die sichere Durchführung von Sprüngen nicht zu gefährden.

Die Auskühlung der Springer bzw. Probanden betrifft nur die Körperoberflächentemperaturen der Extremitäten, da die Körperkerntemperatur für die Zeit des Sprungablaufes unabhängig vom Sprungverfahren annähernd konstant gehalten werden kann. Die Extremitäten kühlen jedoch bei beiden Verfahren HALO als auch HALO selbst bei sogenannten Wärmesprüngen wie in Eloy, Coolidge und Sawtooth signifikant aus. Somit ist es bereits bei solchen Temperaturen essentiell, die Springer vor Auskühlung zu schützen. Davon ausgehend ist eine massivere Auskühlung bei Sprüngen in kalten Einsatzgebieten zwingend in die Planung miteinzubeziehen, um eine Gefährdung durch Kälteeinfluss durch optimale Wärmebekleidung ausschließen zu können. Wie effektiv diese Bekleidung ist, bleibt weiteren Vermessungen unter entsprechenden Bedingungen vorbehalten.

Abschließend muss festgehalten werden, dass eine Vermessung von physiologischen Parametern unter realen Umweltbedingungen unabhängig vom Sprungverfahren weiterhin eine Herausforderung darstellt, um bezogen auf die Qualität der erhobenen Daten valide Ergebnisse liefern zu können.

7. Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit stellten sich einige Punkte heraus, die man für weitere Untersuchungen zukünftig optimieren kann, um eine hohe Datenqualität konstant garantieren zu können. Die wichtigste Änderung sollte die Etablierung eines einheitlichen Workflows darstellen, der sicherstellt, dass alle Basis- und Satellitenmodule in einem gemeinsamen Format Daten aufzeichnen und exportieren. Während des Datenexports sollten in einem simultanen Arbeitsschritt Fehlmessungen erkannt und direkt ausgesondert werden. Dies könnte zum Beispiel durch die Entwicklung von Softwarelösungen erfolgen.

Wie beschrieben, kam es häufiger zu Fehlaufzeichnungen von Sensoren bzw. zu Ausfällen durch bewegungsbedingte Manipulation an den Kabeln und/oder Dislokation der Sensoren aufgrund von äußeren Einflüssen wie Wind- oder Temperatureinwirkungen. Auch wenn die Kabellängen ausreichend dimensioniert waren, sollte zukünftig getestet werden, ob die Verwendung von drahtlos kommunizierenden Sensoren, zum Beispiel auf der Basis von Bluetooth-Technologie, hier eine konstant höhere Aufzeichnungsqualität liefern kann. Alternativ sollte die Entwicklung von „smart textile“ vorangetrieben werden, bei denen eine integrierte Sensorik in die Bekleidung der Springer bzw. Probanden die gewünschten Parameter liefert [117]. Der derzeitige Entwicklungsstand eines Prototypen ist in der nachfolgenden Abbildung dargestellt:

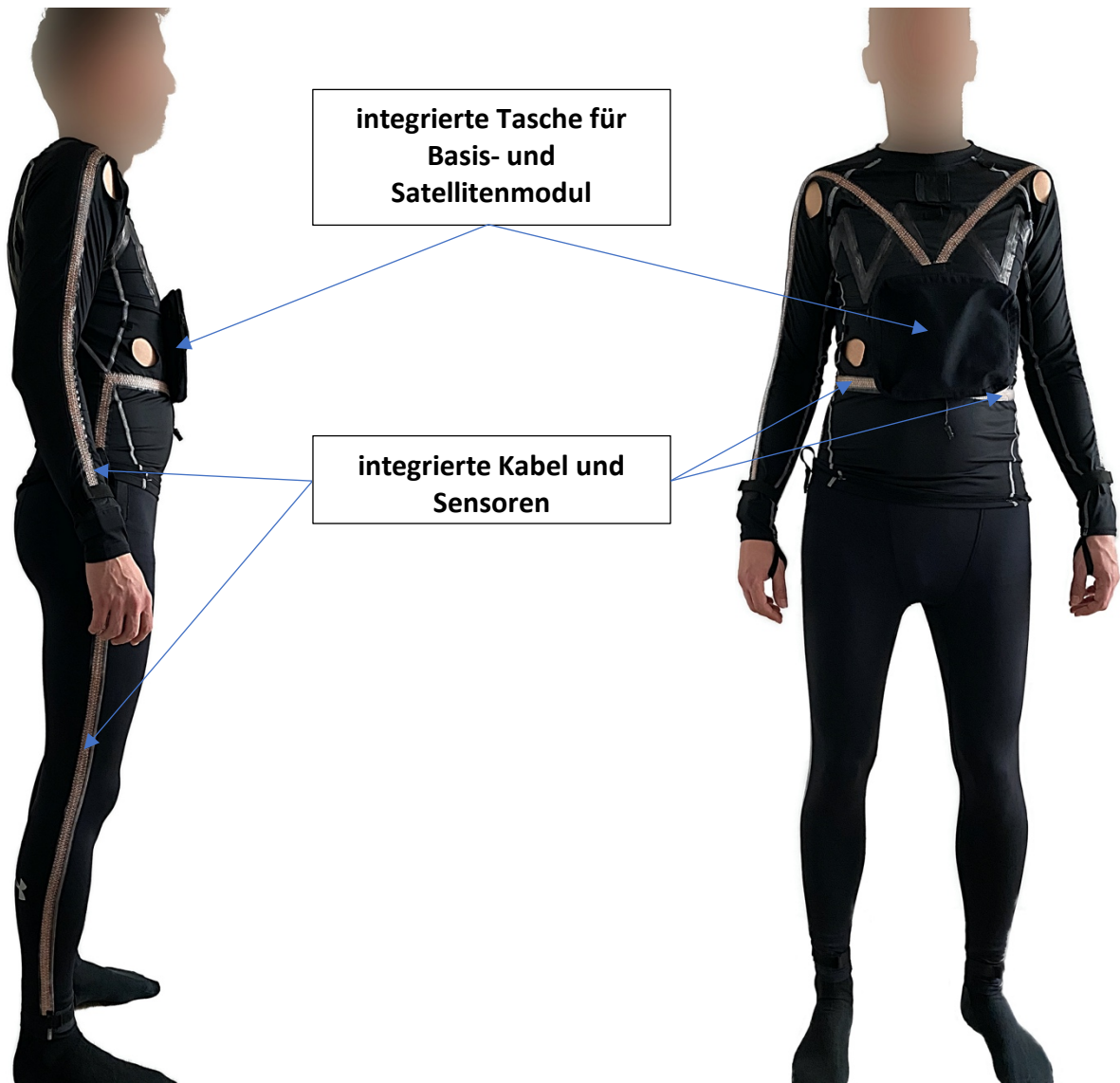


Abbildung 27: Prototyp einer smart-textile-Funktionskleidung

Beide möglichen Verfahrensweisen beeinflussen den sicheren Sprungablauf noch weniger als bisher, was die Akzeptanz der Sensorik noch einmal erhöhen könnte.

Die Messung der Atemfrequenz unter realen Umweltbedingungen bei Fallschirmspringern birgt das Problem, dass die Sensoren, die um den Brustkorb gelegt werden, durch äußere Einflüsse wie Bewegungen der Probanden oder Krafteinwirkungen bei der Schirmöffnung im Sinne von fehlerhaften Datenaufzeichnungen beeinflusst werden. Eine interessante Alternative diesbezüglich bietet die Verwendung von Dehnungssensoren, die auf den Brustkorb und Bauch geklebt werden, um die Atemfrequenz und das Atemvolumen aufgrund von Materialveränderungen durch Dehnung bei Inspiration und Expiration zu ermitteln. Durch die Verwendung von kleinen Klebesensoren ist ein Einfluss von Umweltfaktoren

wie bei dem herkömmlichen Brustgurt eher unwahrscheinlich [118]. Dies gilt es aber unter realen Bedingungen zu testen.

Auf lange Sicht ist neben einem optimierten System zur Erfassung physiologischer Parameter unter realen Umweltbedingungen ein langfristiges Ziel, die Einsatzfähigkeit, unter Voraussetzung der Freiwilligkeit und juristisch einwandfreien Rahmenbedingungen der betreffenden Personen im Sinne der Präventivmedizin zu überwachen und ein individuelles Profil erstellen zu können, um Belastungen im besten Fall zu reduzieren oder um das Trainingsniveau des Betreffenden zu optimieren und damit eine individuell gesteigerte Performance zu ermöglichen.

Bezüglich des portablen Sauerstoffsystems gibt es erste Überlegungen von einem Dilution-Demand-System, wie bisher verwendet, auf ein Pulse-System zu wechseln. Hier wird dem Springer wahlweise im 100%-Mode über ein Bedarfsventil bei Einatmung 100%iger Sauerstoff zugeführt oder unterhalb von 22.000ft im Pulse-Modus. In diesem Modus wird der Beginn der Einatmung detektiert und ein Sauerstoffpuls mit durchschnittlich 500 ms Länge in die Maske abgegeben. Der Sauerstoffpuls beträgt 140 ml auf Meeresebene, der sich mit zunehmender Höhe aufgrund des abnehmenden Umgebungsdrucks ausdehnt, somit beträgt der Sauerstoffpuls zum Beispiel in 18.000ft Höhe 280 ml. Dies soll den Sauerstoffverbrauch bei möglichst konstanter Sättigung reduzieren und ermöglicht somit eine längere Versorgung aus der mitgeführten Sauerstoffflasche oder eine Verkleinerung des Systems. Die Effektivität dieser Systeme bleibt an dieser Stelle offen und muss in weiteren Testungen geprüft werden.

8. Literaturverzeichnis

1. Richter. Geschichte der Fliegerei - Wie der Mensch die Vögel überflügelte. [Online]. Verfügbar von: https://www.deutschlandfunkkultur.de/geschichte-der-fliegerei-wie-der-mensch-die-voegel.976.de.html?dram:article_id=308043 [Abgerufen am 15. Dezember 2018].
2. Zerlauth. Drachen – Kurzer Abriss zur Geschichte. [Online]. Verfügbar von: <https://www.explorermagazin.de/drachen/kite01.htm> [Abgerufen am 11. Dezember 2018].
3. Leonardo da Vinci. [Wiki]. Verfügbar von: https://de.wikipedia.org/wiki/Leonardo_da_Vinci [Abgerufen am 19. Dezember 2018].
4. Leonardo da Vinci Fallschirmskizze. [Bild]. Verfügbar von: https://de.wikipedia.org/wiki/Adrian_Nicholas#/media/Datei:Парашиют.jpgl [Abgerufen am 16. Dezember 2018].
5. Nachbauten der Skizzen Leonardo Da Vinci`s. [Bild]. Zur Verfügung gestellt von Dr. med. Andreas Werner. Museo Leonardo da Vinci e Archimede Siracusa 2019
6. Flugversuch mit Da Vinci-Fallschirm. [Bild]. Heathcliff O'Malley Photography. 2000. Bild wurde zur Nutzung in dieser Dissertation am 20. Februar 2020 lizenziert.
7. Australian Parachute Federation Ltd. Early History of Parachuting. [Online]. Verfügbar von: <https://www.apf.com.au/APF-Zone/APF-Information/History-of-the-APF/Early-History-of-Parachuting/default.aspx> [Abgerufen am 11. Oktober 2018].
8. Käthe Paulus. [Wiki]. Verfügbar von: https://de.wikipedia.org/wiki/Käthe_Paulus [Abgerufen am 16. Oktober 2018]

9. Maurice Tugwell. Aus der Luft ins Gefecht. 2. Auflage. Stuttgart; Motorbuch Verlag; 1975. ISBN 3-87943-321-6

10. Rundkappenfallschirm T-10. [Bild]. Verfügbar von: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:SCIE_T10_image1.jpg [Abgerufen am 21. Februar 2019].

11. Operation High Dive. [Wiki]. Verfügbar von: https://en.wikipedia.org/wiki/Operation_High_Dive [Abgerufen am 16. April 2019]

12. David J. Rainford, David P. Gradwell. Ernsting's Aviation Medicine. 4. Auflage. London. Hodder Education Publishers Ltd, 2006. ISBN-10 0340813199

13. Jochen Hinkelbein, Michael Dammbier. Flugmedizin und Flugpsychologie für die Privatpilotenausbildung. 1. Auflage. Hördt. aeromedConsult Hinkelbein Dammbier GbR. 2007. ISBN-13-978-3-00-020097-7

14. Pattarini JM, Blue RS, Aikins LT, Law J, Walshe AD, Garbino A, Turney MW, Clark JB. Flat spin and negative G_z in high-altitude free fall: pathophysiology, prevention, and treatment. Aviat Space Environ Med. 2013 Sep;84(9):961-70. DOI:10.3357/asem.3648.2013. PMID: 24024308

15. Weiss HS, Edelberg R, Charland PV, Rosenbaum JI. Animal and human reactions to rapid tumbling. J. Aviat Med 1954; 25:5-22. PMID: 13129198

16. Project Excelsior. [Wiki]. Verfügbar von: https://en.wikipedia.org/wiki/Project_Excelsior [Abgerufen am 16. April 2019]

17. Stratocat. Excelsior III (Kittinger). [Online]. Verfügbar von: <http://stratocat.com.ar/fichas-e/1960/HMN-19600816.htm> [Abgerufen am 12. April 2019].

18. Kittinger Sprung aus der Gondel. [Bild]. Verfügbar von:
https://en.wikipedia.org/wiki/Project_Excelsior#/media/File:Kittinger-jump.jpg
[Abgerufen am 16. April 2019].
19. Joseph Kittinger neben der Excelsior Gondel. [Bild]. Verfügbar von:
https://en.wikipedia.org/wiki/Project_Excelsior#/media/File:Joseph_Kittinger_and_the_Excelsior_gondola.jpg [Abgerufen am 16. April 2019].
20. Yevgeni Nikolayevich Andreyev. [Wiki]. Verfügbar von:
https://en.wikipedia.org/wiki/Yevgeni_Nikolayevich_Andreyev [Abgerufen am 15. Mai 2019]
21. Nick Piantanida. [Wiki]. Verfügbar von:
https://en.wikipedia.org/wiki/Nick_Piantanida [Abgerufen am 15. Mai 2019]
22. Betancourt. The 120,000-Foot Leap. [Online]. Verfügbar von:
<https://www.airspacemag.com/flight-today/the-120000-foot-leap-94541557/?all=>
[Abgerufen am 17. Mai 2019].
23. Red Bull Stratos – Scientific Benefits. [Wiki]. Verfügbar von:
https://en.wikipedia.org/wiki/Red_Bull_Stratos#Scientific_benefits [Abgerufen am 21. April 2019]
24. Red Bull Stratos. [Wiki]. Verfügbar von:
https://en.wikipedia.org/wiki/Felix_Baumgartner#red_bull_stratos [Abgerufen am 21. April 2019]
25. Alan Eustace – Stratosphere Jump. [Wiki]. Verfügbar von:
https://en.wikipedia.org/wiki/Alan_Eustace#Stratosphere_jump [Abgerufen am 25. April 2019]
26. Zentralvorschrift. Der Fallschirmsprungdienst. Herausgeber Luftfahrtamt der Bundeswehr. Abteilung 3 Referat Ic. Köln. Gültig ab 11.12.2017

27. Military Freefall. [Wiki]. Verfügbar von:
https://de.wikipedia.org/wiki/Military_Freefall [Abgerufen am 16. August 2018]
28. Dr. Albrecht M, Althoff R., Dr. Amendt R, Borsch M, Dr. Brix B, Dörfler G, Dr. Drost C, Dr. Frank P, Dr. Frischmuth J, Dr. Gerbert K, Dr. Gilliot P, Dipl.-Psych. Görres H-P, Dr. Grube F, Hannig M, Hannig R, Hanschke W, Dr. Hansen D, Dr. Hartmann, Heinrich R, Herla S, Inneckes K-J, Kacirek J, Dr. Knebel, Dr. Knöffler A, Köhler H, Kroh G, PD Dr. Ledderhos C, Dr. Lüling F, Dr. Metrikat J, Meyer, Dr. Moll T, Dr. Neye W, Dr. Osterberg H, Petrie S, Dipl.-Med. Pippig T, Prof. Dr. Pongartz H, Dr. Rieck A, Dr. Ring, Dr. Rödiger E, Roth W, Dr. Strobl C, Thymian, Vaic H, Dr. Vitz H, Wansner A, Dr. Weber F, Dr. Welsch H, Dipl.-Psych. Willkomm B, Dr. Wonhas C, Dr. Wolff W, Dr. Wurster W. Kompendium der Flugmedizin. Zentrum für Luft- und Raumfahrtmedizin der Luftwaffe, Februar 2017
29. Smith. Einführung in die Meteorologie – Teil I. [Online]. Verfügbar von:
https://www.meteo.physik.uni-muenchen.de/~roger/Lectures/Einfuehrung_Teil_I/Teil_I_WS2001-04.pdf [Abgerufen am 15. Oktober 2019].
30. Roland Stull. Practical Meteorology: An Algebra-based Survey of Atmospheric Science. Vancouver, Canada; University of British Columbia; 2015. ISBN 978-0-88865-283-6
31. Jan C. Behrends, Josef Bischofberger, Rainer Deutzmann, Heimo Ehmke, Stephan Frings, Stephan Grissmer, Markus Hoth, Armin Kurtz, Jens Leipziger, Frank Müller, Claudia Pedain, Jens Rettig, Charlotte Wagner, Erhard Wischmeyer. MLP Duale Reihe Physiologie. 1. Auflage. Stuttgart; Georg Thieme Verlag KG; 2010. ISBN-13: 978-3131384119
32. Claus Kroegel, Ulrich Costabel. Klinische Pneumologie. Georg Thieme Verlag KG; E-Book; 2014. DOI:10.1055/b-0034-56717
33. Cafaro RP. Hypoxia: Its Causes and Symptoms. J Am Dent Soc Anesthesiol. 1960 Apr; 7(4): 4-8. PMID: 19598857; PMCID: PMC2067517

34. Dash RK, Bassingthwaite JB. Erratum to: Blood HbO₂ and HbCO₂ dissociation curves at varied O₂, CO₂, pH, 2,3-DPG and Temperature Levels. *Ann Biomed Eng* 2010 Apr; 38(4): 1683-701. DOI:10.1007/s10439-010-9948-y.
35. Carl Reinhold August Wunderlich. [Wiki]. Verfügbar von: https://de.wikipedia.org/wiki/Carl_Reinhold_August_Wunderlich [Abgerufen am 27. März 2019]
36. Wunderlich CA, Sequin E. *Medical Thermometry, and Human Temperature*. New York; William Wood & Company; 1871. [Online]. Verfügbar von: <http://resource.nlm.nih.gov/32731270R> [Abgerufen am 17. Januar 2020]
37. Protsiv M, Ley C, Lankester J, Hastie T, Parsonnet J. Decreasing human body temperature in the United States since the Industrial Revolution. *eLife* 2020; 9:e49555. DOI:10.7554/eLife.49555
38. Werner A, Naschold U, Wilke T, Gunga H-C. Sauerstoffversorgung in operationellen Höhen bei Fallschirmspringern – Studie zum Monitoring physiologischer Parameter in der realen Umwelt. *Wehrmedizinische Monatsschrift* 57 (2013). 10/2013
39. Foged J. Die normale Hauttemperatur. *Acta Physiologica*. July 1932; Volume 64, Issue 2: 251-278. DOI:10.1111/j.1748-1716.1932.tb01015.x
40. Windchill. [Wiki]. Verfügbar von: <https://de.wikipedia.org/wiki/Windchill> [Abgerufen am 16. August 2019]
41. Court A. Windchill. *Bulletin of the American Meteorological Society*. December 1948. Vol. 29, Issue 10: 487-493. DOI:10.1175/1520-0477-29.10.487
42. Osczevski R, Bluestein M. THE NEW WIND CHILL EQUIVALENT TEMPERATURE CHART. *AMERICAN METEOROLOGICAL SOCIETY*. October 2005. 86: 1453–1458, DOI:10.1175/BAMS-86-10-1453

43. GROEN, Geert. Windchill equivalent temperature (WCET): climatology and scenarios for Schiphol Airport. Koninklijk Nederlands Meteorologisch Instituut, 2009.
44. Dekompressionskrankheit. [Wiki]. Verfügbar von: <https://de.wikipedia.org/wiki/Dekompressionskrankheit> [Abgerufen am 16. Januar 2019]
45. Butler WP. Caisson disease during the construction of the Eads and Brooklyn Bridges: A review. Undersea Hyperb Med. 2004 Winter;31(4): 445-59. PMID:15686275
46. Lee VM, Hay AE. Altitude Decompression Illness – The Operational Risk at Sustained Altitudes up to 35,000ft. Defense Technical Information Center. Accession Number: ADP011091
47. Maresh RW, Woodrow RD, Webb JT. Handbook of Aerospace and Operational Physiology, 2nd Edition. Wright-Patterson AFB; United States Air Force School of Aerospace Medicine. October 2016. AFRL-SA-WP-SR-2016-0018
48. Vann RD, Butler FK, Mitchell SJ, Moon RE. Decompression illness. The Lancet. JANUARY 08, 2011. VOLUME 377, ISSUE 9760: 153-164. DOI:10.1016/S0140-6736(10)61085-9
49. NATO-Standardisierungsübereinkommen STANAG 7056 AMD (1. Auflage). FUNCTIONAL REQUIREMENTS FOR PHYSIOLOGICAL PROTECTION DURING HIGH ALTITUDE PARACHUTING OPERATIONS. 20.01.1998 in Kraft gesetzt
50. Webb JT, Pilmanis AA. Altitude Decompression Sickness Between 6858 and 9144m Following a 1-h Prebreathe. Aviat Space Environ Med. 2005 Jan;76(1): 34-8. PMID: 15672984

51. Roy L. DeHart. Fundamentals of Aerospace Medicine. Philadelphia; Lea&Febiger; 1985. ISBN 0-8121-0880-9
52. Collins Aerospace. OXYJUMP – Oxygen supply system for parachutists. [Online]. Verfügbar von: <https://www.rockwellcollins.com/Products-and-Services/Defense/Oxygen-and-PSU-Systems/Portable-Oxygen-Systems/Portable-Oxygen/OXYJUMP.aspx> [Abgerufen am 15. September 2019].
53. Fallschirmspringer mit OXYJUMP-System beim Verlassen eines Luftfahrzeuges. [Bild]. Zur Verfügung gestellt von Florian Voß. Bundeswehr. 2020
54. Schematische Darstellung OXYJUMP-Aufbau. [Bild]. Zur Verfügung gestellt von Heiko Hahn. Collins Aerospace. 2020
55. Beispielkonfiguration des OXYJUMP. [Bild]. Zur Verfügung gestellt von Heiko Hahn. Collins Aerospace. 2020
56. Darstellung der Sauerstoffabgabe über OXYJUMP, kontinuierliche Abgabe entsprechend der Höhe [Bild] zur Verfügung gestellt von J.-H. Scheel. Collins Aerospace. 2019
57. cobham plc. PHANTOM Parachutist Oxygen Mask. [Online]. Verfügbar von: <https://www.cobham.com/mission-systems/oxygen-systems/parachutist-oxygen-systems/phantom-high-altitude-jump-bottle-system/phantom-parachutist-oxygen-maskregulator-datasheet/docview/> [Abgerufen am 20. September 2019].
58. Hanns-Christian Gunga. Leben und Werk des Berliner Physiologen Nathan Zuntz (1847-1920). Husum; Matthiesen Verlag; 1989; ISBN-978-3-7868-4058-9
59. Nathan Zuntz. [Wiki]. Verfügbar von: https://de.wikipedia.org/wiki/Nathan_Zuntz [Abgerufen am 16. April 2019]
60. Werner A, Johannes B, Fischer F, Gunga H-C. Monitoring von Vitalparametern in der realen Umwelt mit einem flexiblen modularen tele-physiologischen System.

Wehrwissenschaftliche Forschung Jahresbericht 2012. Wehrwissenschaftliche Forschung für deutsche Streitkräfte. 2012: 86-87

61. Reid DH, Doerr JE, Doshier HD, Ellertson DG. Heart Rate and Respiration Rate Response to Parachuting: Physiological Studies of Military Parachutists via FM/FM Telemetry-II. *Aerosp Med.* 1971 Nov;42(11):1200-7. PMID: 5119690
62. Fahrenberg J, Heger R, Foerster F, Müller W. Differentielle Psychophysiologie von Befinden, Blutdruck und Herzfrequenz im Labor-Feld-Vergleich. *Zeitschrift für Differentielle und Diagnostische Psychologie.* 1991; 12(1): 1–25.
63. Werner A. Die Bedeutung von tele-physiologischen Monitoringverfahren für den Erhalt der Gesundheit im fliegerischen Dienst. Zentrum für Luft- und Raumfahrtmedizin der Luftwaffe, Fachgruppe I 1 – Flugphysiologisches Trainingszentrum. 05.02.2016
64. KORA Industrie-Elektronik UG. Datenblatt HFM-01. [Online]. Verfügbar von: <https://www.koralewski.de/produkte/healthlab/datenblatt/HFM-01.pdf> [Abgerufen am 15. September 2019].
65. Normatmosphäre. [Wiki]. Verfügbar von: <https://de.wikipedia.org/wiki/Normatmosphäre> [Abgerufen am 16. August 2019]
66. Internationale Höhenformel [Wiki]. Verfügbar von: http://de.wikipedia.org/wiki/Barometrische_Höhenformel#Internationale_H.C3.B6henformel [Abgerufen am 16. August 2019]
67. Herzfrequenzmessgerät. [Wiki]. Verfügbar von: <https://de.wikipedia.org/wiki/Herzfrequenzmessgerät> [Abgerufen am 23. Februar 2020]
68. KORA Industrie-Elektronik UG. Datenblatt SAT-30. [Online]. Verfügbar von: <https://www.kie-hb.de/produkte/healthlab/datenblatt/SAT-30.pdf> [Abgerufen am 15. September 2019].

69. KORA Industrie-Elektronik UG. Datenblatt SAT-21.40. [Online]. Verfügbar von: https://www.koralewski.de/produkte/healthlab/datenblatt/Datenblatt%20SAT-21_40.pdf [Abgerufen am 15. September 2019].
70. Dräger Medical GmbH. Die Bedeutung der Kerntemperatur – Pathophysiologie und Meßmethoden. [Online]. Verfügbar von: <https://www.draeger.com/Library/Content/t-core-booklet-br-9067939-de-1411-1-2.pdf> [Abgerufen am 15. September 2019].
71. Gunga H-C, Sandsund M, Reinertsen RE, Sattler F, Koch J. A non-invasive device to continuously determine heat strain in humans. *Journal of Thermal Biology* 33 (2008): 297-307. DOI:10.1016/j.jtherbio.2008.03.004
72. Gunga H-C, Werner A, Stahn A, Steinach M, Schlabs T, Koralweski E, Kunz D, Belavý DL, Felsenberg D, Sattler F, Koch J. The Double Sensor – A non-invasive device to continuously monitor core temperature in humans on earth and in space. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. 14 Apr 2009. 169 Suppl. 1: 63-68. DOI:10.1016/j.resp.2009.04.005. PMID: 19428314
73. KORA Industrie-Elektronik UG. Datenblatt SAT-25.41. [Online]. Verfügbar von: https://www.koralewski.de/produkte/healthlab/datenblatt/Datenblatt%20SAT-25_41.pdf [Abgerufen am 15. September 2019].
74. Heißleiter. [Wiki]. Verfügbar von: <https://de.wikipedia.org/wiki/Heißleiter> [Abgerufen am 16. Mai 2019]
75. Schnabel. NTC - Heißleiter. [Online]. Verfügbar von: <https://www.elektronik-kompendium.de/sites/bau/0208031.htm> [Abgerufen am 20. Mai 2019].
76. Dienstanweisung. Anweisung zum Betrieb der HKS. 4. Ausgabe. Fachgruppe I 1. Zentrum für Luft- und Raumfahrtmedizin der Luftwaffe. Königsbrück; 01.10.2014

77. Scholz. Flugzeugsysteme, Sauerstoffanlage. [Online]. Verfügbar von:
https://www.fzt.haw-hamburg.de/pers/Scholz/materialFS/FS_Skript_12-Sauerstoffanlage.pdf [Abgerufen am 09. Oktober 2019].
78. Monitoring/Überwachung außerhalb der Kammer. [Bild]. Zur Verfügung gestellt von Dr.-Ing. Klaus Landgraf, ZentrLuRMed Königsbrück. 2012
79. Innenraum Höhen-Klima-Simulationskammer mit Probandenplätzen. [Bild]. Zur Verfügung gestellt von Dr.-Ing. Klaus Landgraf, ZentrLuRMed Königsbrück. 2012
80. Wehrmedizinische Sonderforschung, Beauftragung vom 12.07.2012 durch Sanitätsamt der Bundeswehr, Nr. 03L2-S-541214, Gesundheitsfürsorge und Optimierung der Leistungsfähigkeit von Höhenfallschirmspringern der Bundeswehr beim Einsatzverfahren High-Altitude-Low-Opening (HALO).
81. Deutscher Wetterdienst. Wetterlexikon - Radiosonde. [Online]. Verfügbar von:
<https://www.dwd.de/DE/service/lexikon/Functions/glossar.html;jsessionid=95EEA182C375942A8EC602C92A4C6E74.live21064?lv2=102134&lv3=102176>
[Abgerufen am 18. März 2020].
82. Time And Date AS. Wetter-Rückblick für Tucson, Arizona, USA – November 2012. [Online]. Verfügbar von:
<https://www.timeanddate.de/wetter/usa/tucson/rueckblick?month=11&year=2012>
[Abgerufen am 19. März 2020].
83. Anderson TW. Anderson-Darling Tests of Goodness-of-Fit. International Encyclopedia of Statistical Science. 2011. 1. Jg: 52-54. DOI:10.1007/978-3-642-04898-2_118
84. Pettitt AN. Testing the Normality of Several Independent Samples Using the Anderson-Darling Statistic. Journal of the Royal Statistical Society. Series C (Applied Statistics) Vol. 26, No. 2 (1977): 156-161. DOI:10.2307/2347023

85. ETL-Prozess. [Wiki]. Verfügbar von: <https://de.wikipedia.org/wiki/ETL-Prozess> [Abgerufen am 11. November 2019]
86. The Mathworks, Inc. Statistics and Machine Learning Toolbox. [Online]. Verfügbar von: <https://de.mathworks.com/products/statistics.html> [Abgerufen am 15. November 2019].
87. The Mathworks, Inc. Signal Processing Toolbox. [Online]. Verfügbar von: <https://de.mathworks.com/products/signal.html> [Abgerufen am 15. November 2019].
88. The Mathworks, Inc. Curve Fitting Toolbox. [Online]. Verfügbar von: <https://de.mathworks.com/products/curvefitting.html> [Abgerufen am 15. November 2019].
89. Adam Danz (2020). labelpoints (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/46891-labelpoints>), MATLAB Central File Exchange.
90. Johannes Adam. Mathematik und Informatik in der Medizin. 1. Auflage. Berlin; Volk und Gesundheit; 1980
91. The Mathworks, Inc. smoothdata - Algorithms. [Online]. Verfügbar von: <https://de.mathworks.com/help/matlab/ref/smoothdata.html#bvo4e9h> [Abgerufen am 19. November 2019].
92. Clark-Carter D. Interquartile Range. Encyclopedia of Statistics in Behavioral Science. 15 October 2005. DOI:10.1002/0470013192.bsa311
93. Hemmerich. Interquartilsabstand. [Online]. Verfügbar von: <https://matheguru.com/stochastik/interquartilsabstand.html> [Abgerufen am 01. Dezember 2019].

94. Klima Eloy. [Online]. Verfügbar von: <https://de.climate-data.org/nordamerika/vereinigte-staaten-von-amerika/arizona/eloy-15948> [Abgerufen am 19. März 2020].
95. United States Parachute Association. Skydiver´s Information Manual Section 2-1 N Special Altitude equipment and Supplementary Oxygen. [Online]. Verfügbar von: <https://uspa.org/SIM/2#1N> [Abgerufen am 08. Oktober 2019].
96. Institut für angewandte Trainingswissenschaft. Atemfrequenz. [Online]. Verfügbar von: <http://spolex.de/lexikon/atemfrequenz/> [Abgerufen am 17. März 2020].
97. Clemente-Suárez VJ, Robles-Pérez JJ, Herrera-Mendoza K, Herrera-Tapias B, Fernández-Lucas J. Psychophysiological Response and Fine Motor Skills in High-Altitude Parachute Jumps. *High Altitude Medicine & Biology*. 01 Dec 2017; Volume 18, Number 04. DOI:10.1089/ham.2017.0071
98. Ottestad W, Kåsin JI, Høiseth LØ. Arterial Oxygen Saturation, Pulse Oximetry, and Cerebral and Tissue Oximetry in Hypobaric Hypoxia. *Aerospace Medicine and Human Performance*. Vol. 89, No.12, December 2018: 1045-1049 (5). DOI:10.3357/AMHP.5173.2018
99. Ottestad W, Hansen TA, Pradhan G, Stepanek J, Høiseth LØ, Kåsin JI. Acute hypoxia in a simulated high-altitude airdrop scenario due to oxygen sytem failure. *Journal of Applied Physiology*. Vol. 123, Issue 6, December 2017: 1443-1450, 2017. DOI:10.1152/jappphysiol.00169.2017
100. Pulsoxymetrie. [Wiki]. Verfügbar von: <https://de.wikipedia.org/wiki/Pulsoxymetrie> [Abgerufen am 25. Februar 2020]
101. Bhogal AS, Mani AR. Pattern Analysis of Oxygen Saturation Variability in Healthy Individuals: Entropy of Pulse Oxymetry Signals Carries Information about Mean Oxygen Saturation. *Front. Physiol*. 2017; 8: 555, 02 August 2017. DOI:10.3389/fphys.2017.00555

102. Shane WP, Slinde KE. Continuous ECG Recording During Free-Fall Parachuting. *Aerosp Med.* 1968 Jun;39(6): 597-603. PMID: 5655771
103. Reid DH, Doerr JE. Physiological Studies of Military Parachutists via FM/FM Telemetry: The Data Acquisition System and Heart Rate Response. *Aerosp Med.* 1970 Nov; 41(11): 1292-7. PMID: 5490166
104. AIGLE L, CHEVALIER J-M, JOURNAUX L, TREMSAL É, BODESCOT Y. Stress au cours du saut en parachute à très grande hauteur: Approche par l'étude de 38 holters ECG. *Médecine et armées*, 2006, 34. Jg., Nr. 4: 293-298.
105. Sartor F, Gelissen J, van Dinther R, Roovers D, Papini GB, Coppola G. Wrist-worn optical and chest strap heart rate comparison in a heterogeneous sample of healthy individuals and in coronary artery disease patients. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 10, 10. (2018). DOI: 10.1186/s13102-018-0098-0
106. Pasadyn SR, Soudan M, Gillinov M, Houghtaling P, Phelan D, Gillinov N, Bittel B, Desai MY. Accuracy of commercial available heart rate monitors in athletes: a prospective study. *Cardiovasc Diagn Ther.* 2019 Aug; 9 (4): 379-385, DOI: 10.21037/cdt.2019.06.05
107. Rissanen S, Mäkinen T, Rintamäki H, Aatsalo O, Kuronen P. Simulated Parachute Descent in the Cold: Thermal Responses and Manual Performance. *Aviat Space Environ Med.* 2002 Nov;73(11): 1100-5. PMID: 12433234
108. Reid DH, Doerr JE, Martin JD, Terry DM. FM/FM Telemetry of Physiological and Force Data During Military Parachuting and During High Speed Aerial Tow. *International Telemetry Conference Proceedings*, 1971 September 27-29; Washington D.C., USA. International Foundation for Telemetry
109. Thermistor. [Wiki]. Verfügbar von: <https://de.wikipedia.org/wiki/Thermistor> [Abgerufen am 25. Februar 2020]

110. Lavenuta G. Negative temperature coefficient thermistors. *Sensors-the journal of Applied Sensing Technology*, 1997, 14. Jg., Nr. 5: 46-55
111. Garbino A, Blue RS, Pattarini JM, Law J, Clark JB. Physiological Monitoring and Analysis of a Manned Stratospheric Ballon Test Program. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, Volume 85, Issue 2: 177-182, DOI:10.3357/ASEM.3744.2014
112. Schulte am Esch J, Horn E-P. Die Messung der Körperkerntemperatur – eine methodische Herausforderung? *Anästhesiol. Intensivmed. Notfallmed. Schmerzther.* 1997; 32(7): 399-400 DOI: 10.1055/s-2007-995079
113. Stahn AC, Werner A, Opatz O, Maggioni MA, Steinach M, Weller von Ahlefeld V, Moore A, Crucaín BE, Smith SM, Zwart SR, Schlabs T, Mendt S, Trippel T, Koralewski E, Koch J, Choukèr A, Reitz G, Shang P, Röcker L, Kirsch KA, Gunga H-C. Increased core body temperature in astronauts during long-duration space missions. *Scientific Reports* 7, 16180 (2017). DOI: 10.1038/s41598-017-15560-w
114. Schedlowski M, Tewes U. Physiological Arousal and Perception of Bodily State During Parachute Jumping. *Psychophysiology*. 1992 Jan;29(1): 95-103. DOI: 10.1111/j.1469-8986.1992.tb02020.x. PMID: 1609032
115. Mairböurl H. Höhenakklimatisation. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, Jahrgang 51, Nr. 12 (2000)
116. Clemente-Suárez VJ, de la Vega R, Robles-Pérez JJ, Lautenschlaeger M, Fernández-Lucas J. Experience modulates the psychophysiological response of airborne warfighters during a tactical combat parachute jump. *International Journal of Psychophysiology* 110 (2016): 212-216 DOI:10.1016/j.ijpsycho.2016.07.502
117. Shen C-L, Huang T-H, Hsu P-C, Ko Y-C, Chen F-L, Wang W-C, Kao T, Chan C-T. Respiratory Rate Estimation by Using ECG, Impedance, and Motion Sensing in Smart Clothing. *J. Med. Biol. Eng.* 37: 826–842 (2017). DOI:10.1007/s40846-017-0247-z

118. Chu M, Nguyen T, Pandey V, Zhou Y, Pham HN, Bar-Yoseph R, Radom-Aizik S, Jain, R, Cooper DM, Khine M. Respiration rate and volume measurements using wearable strain sensors. *npj Digital Med* 2, 8 (2019). DOI:10.1038/s41746-019-0083-3

9. Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Stefanie Michael, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Human Performance von Fallschirmspringern in großen Höhen mit den Sprungverfahren High Altitude High Opening (HAHO) und High Altitude Low Opening (HALO) in der realen Umgebung im Vergleich zur Ausbildung in der Höhen-Klima-Simulationsanlage (HKS)“ [„Human performance of skydivers at high altitude with the jump procedures High Altitude High Opening (HAHO) and High Altitude Low Opening (HALO) in the real environment compared to the training in the hypobaric chamber“] selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

06. April 2020

10. Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

11. Danksagung

Hiermit möchte ich mich bei allen an dieser Arbeit beteiligten Personen ausdrücklich bedanken.

Mein Dank richtet sich an Herrn Prof. Dr. med. Dipl. Geol. H.-C. Gunga, der als mein Doktorvater meine Promotion an der Charité Universitätsmedizin Berlin ermöglicht hat. Er hat mit konstruktiver Kritik und vollem Interesse diese Arbeit begleitet und unterstützt.

Des Weiteren richtet sich mein Dank an meinen Betreuer und Berater OFA Dr. med. A. Werner für die Überlassung des Themas dieser Arbeit. Durch die Bereitstellung der erhobenen Daten und die unzähligen konstruktiven Diskussionen ist die Fertigstellung dieser Dissertation möglich gewesen.

Einen besonderen ausdrücklichen Dank richte ich an meinen Lebenspartner, besten Freund und härtesten Kritiker OTL Christian Franzke, der mich mit seinen umfangreichen IT-Kenntnissen und mit unendlicher Geduld in der Bearbeitung und Auswertung der Rohdatensätze uneingeschränkt unterstützt und die Arbeit in dieser Qualität überhaupt erst ermöglicht hat.

Bedanken möchte ich mich bei allen Kameraden und Kollegen des Zentrum für Luft- und Raumfahrtmedizin Königsbrück, die mir durch ihre Hilfe und Zuarbeit viel Unterstützung für diese Arbeit haben zukommen lassen sowie bei allen Kameraden, die am Boden und in der Luft durch ihre uneingeschränkte Bereitschaft zur Mitarbeit die Grundlage für meine Dissertation sind.

Zu guter Letzt, aber der wichtigste Punkt in meinem Leben, gilt mein Dank meinen Eltern, die immer vorbehaltlos hinter mir stehen und mir immer alles ermöglicht haben.