



Norges miljø- og
biovitenskapelige
universitet

Masteroppgave 2021 30 stp
Fakultet for realfag og teknologi

Effektbehov og varmeavgivelse fra bildiagnostisk utstyr ved Sykehuset Østfold Kalnes

Power consumption and heat dissipation from
medical imaging equipment at Sykehuset Østfold
Kalnes

Matteus Hjelmberg
Maskin, prosess- og produktutvikling

SAMMENDRAG

Sykehus er i dag blant de mest energikrevende bygningstypene i byggesektoren. I lys av klimamålene som Norge har forpliktet seg til å nå er det av denne grunn stor interesse for å redusere energibruken og miljøpåvirkningen fra sykehus. En av utfordringene ved prosjektering av sykehus er at det er lite kjennskap til bruksmønsteret og det reelle effektbehovet til sykehusspesifikt utstyr. Kartlegging av de faktiske forhold vil kunne bidra til å øke kunnskapsgrunnlaget og forutsetningene for å gjøre sykehus mer energieffektive i fremtiden.

Denne oppgavens fokusområde er rettet mot bildediagnostisk utstyr, og er basert på de tilgjengelige modellene og systemene ved Sykehuset Østfold Kalnes. Bildediagnostisk utstyr omfatter blant annet MR, PET/CT, CT og røntgen, som har noen av de største effektbehovene på sykehus. Målet med oppgaven er å kartlegge det reelle effektbehovet, varmeavgivelsen og samtidigheten til maskinene. I tillegg er det ønskelig å undersøke om maskinene vil påføre en stor økning i strømrøgningen til sykehuset, dersom avregningsintervallet for effektledet i nettleien kortes ned fra timesintervaller til 15- eller 5-minutters intervaller i fremtiden.

Resultatene fra oppgaven viser at MR-maskinene har de største effektbehovene, med toppever på henholdsvis 134,0 og 186,8 kW. På grunn av undersøkelsenes lange varighet medfører det også stor varmeavgivelse, men de vannbårne kjølesystemene sørger riktignok for at det ikke slippes mye varme ut til omgivelsene. Undersøkelsene til PET/CT, CT og røntgen har langt kortere varighet og lavere effekttopper, og fra målinger på prosesskjølingen til PET/CT vises det at kjølebehovet er forholdsvis stabilt gjennom døgnet. Ved måling på hovedkursen for prosesskjøling til avdelingen med bildediagnostisk utstyr, vises det at MR-maskinene gir store utslag på den totale kjøleeffekten. Samtidigheten til MR-maskinene blir dermed dimensjonerende for hovedforsyningen av prosesskjøling til avdelingen. Ved analyse av de utvalgte maskinenes maksimale utslag på effektledet, vises det at dersom avregningsintervallet nedkortes til 5 minutter, kan kostnadsøkningen bli oppmot 28 000 kroner årlig basert på priser fra 2021. Dette er likevel neglisjerbart sammenlignet med sykehusets årlige strømrøgning, som i 2020 var over 9 millioner kroner.

ABSTRACT

Hospitals are today among the most energy-intensive building types in the construction industry. Considering the climate goals that Norway has committed to achieve it is of great interest to reduce the energy consumption and the environmental impact from hospitals. When designing hospitals one of the challenges is that there is limited knowledge about the actual time of use and power consumption from medical technical equipment. Mapping the actual conditions can contribute to an increase of knowledge and improve the prerequisites for making hospitals more energy efficient in the future.

The focus of this thesis is aimed towards medical imaging equipment and is based on the available models and systems at Sykehuset Østfold Kalnes. Medical imaging equipment includes MRI, PET/CT, CT, and X-ray among others, which have some of the highest power demands in hospitals. The goal of this thesis is to map the real power demand, heat dissipation, and simultaneity of the machines. In addition, it is desirable to investigate whether the machines cause a large increase in the hospital's electricity bill, in a future scenario where the interval for calculating the demand charge is shortened from hourly intervals to 15 minute or 5 minute intervals.

The results from this thesis show that the MRI machines have the highest power demands, with peaks reaching 134.0 and 186.8 kW respectively. Due to the long duration of each scan, the heat dissipation is high, but the water cooling systems ensure that hardly any heat is released to the ambient air. The duration of each scan for PET/CT, CT, and X-ray are much shorter and the peaks are lower. From the measurements related to the process cooling system of the PET/CT, it is shown that the cooling demand is relatively stable throughout the day. When measuring on the main supply line for process cooling directed to the medical imaging equipment, it is shown that the MRI machines have a big impact on the total cooling demand. Thus, the simultaneity of the MRI's is an important design factor for the process cooling system. When analyzing the machines' maximum impact on the demand charge, it is shown that if the calculation interval is reduced to 5 minutes, the cost increase can be up to 28,000 NOK annually based on prices from 2021. This is still negligible compared to the hospital's annual electricity bill, which was over 9 million NOK in 2020.

FORORD

Arbeidet med denne oppgaven er utført i løpet av høstsemesteret 2021, og setter en avslutning til min studietid ved NMBU og en fullendt mastergrad innen energi- og prosesseteknikk. Først vil jeg takke min hovedveileder Heidi S. Nygård ved NMBU, som har fulgt meg opp hver gang jeg har hatt behov, lest gjennom kapitler og kommet med verdifulle innspill fra start til slutt. Jeg vil også rette en stor takk til ekstern veileder Ida Bryn fra Erichsen & Horgen, som introduserte problemstillingen for meg, og har vært til stor hjelp gjennom hele prosessen.

Arbeidet med oppgaven har vært meget spennende, og gitt meg mye ny kunnskap om den tekniske driften av sykehus. Dette var et ukjent felt for meg inntil jeg startet på oppgaven. I perioden med datainnsamling gikk det mye tid til å få overblikk over de tekniske systemene på Sykehuset Østfold Kalnes, og her vil jeg takke Jan Lervik fra teknisk avdeling, som har gitt gode omvisninger, tilrettelagt for oppsett av måleutstyr og hjulpet med å fremskaffe informasjon. Jeg vil også takke elektroavdelingen, som har vært behjelpelig med å koble til nettanalysatorer, samt Malnes & Endresen for utlån av nettanalysatorer.

Til min kjære familie, venner og kjæreste, tusen takk for all hjelp og tålmodighet gjennom alle disse årene. Støtten fra dere har vært uvurderlig. Sist men ikke minst vil jeg takke mine medstudenter for en fantastisk studietid ved NMBU.

Matteus Hjelmberg

Desember 2021, Ås

INNHold

SAMMENDRAG	ii
ABSTRACT	iii
FORORD	iv
FIGURER	vi
TABELLER	vi
ORDLISTE	x
1 INTRODUKSJON	1
1.1 Bakgrunn	1
1.2 Mål	2
1.3 Omfang og begrensninger	2
1.4 Tidligere studier	3
2 TEORI	4
2.1 Elektroteknikk	4
2.1.1 Vekselstrøm	4
2.1.2 Trefase effekt	6
2.1.3 Nettsystemer	6
2.2 Sykehusspesifikt utstyr	7
2.2.1 Magnetresonanstomografi (MR)	8
2.2.2 Røntgen	10
2.2.3 Computertomografi (CT)	10
2.2.4 Positronemisjonstomografi (PET)	12
2.3 Kjøleteknikk	12
2.3.1 Hovedkomponenter i kjøleanlegg	13
2.3.2 Prosesskjøling	16
2.3.3 Ventilasjon	16
2.4 Varmebalanse i bygningsmasser	17
2.5 Samtidighet og fleksibilitet	17

2.6	Effekttariffer	18
3	SYSTEMBESKRIVELSE FOR SYKEHUSET ØSTFOLD KALNES	19
3.1	Kort om sykehuset	19
3.2	Strømtilførsel og forbruk	19
3.3	Kjøleanlegg	21
3.4	Systemskisse MR	22
3.5	Systemskisse PET/CT	24
4	MÅLEUTSTYR OG METODER	25
4.1	Logging av elektrisk effekt	25
4.2	Logging av termisk effekt	26
4.2.1	Prosesskjøling	27
4.2.2	Ventilasjon	28
4.3	Datagrunnlag og bearbeiding	28
5	RESULTATER	29
5.1	Elektriske laster og kjøleeffekt	29
5.1.1	MR 1: Siemens magnetom Skyra 3.0 T	29
5.1.2	MR 2: Siemens magnetom Aera 1.5 T	33
5.1.3	PET/CT: GE Discovery MI	38
5.1.4	CT: Philips Ingenuity Family	41
5.1.5	Røntgen	44
5.2	Temperaturrendringer i kjølesystemene	45
5.3	Samtidighet for MR og kjøleeffekt i undersentral	47
5.4	Avregning av effektledd	49
6	DISKUSJON	55
6.1	Elektrisk effekt	55
6.2	Varmeavgivelse og kjøleeffekt	57
6.3	Temperaturrendringer	58
6.4	Samtidighet og kjøleeffekt i undersentral	59
6.5	Nedkortede avregningsintervaller	60
6.6	Måleusikkerhet	61

7 KONKLUSJON	63
8 FORSLAG TIL VIDERE ARBEID	65
REFERANSER	66
A VEDLEGG	71
A.1 MR 1: Siemens Magnetom Skyra	71
A.2 MR 1: Siemens Magnetom Aera	73
A.3 PET/CT: GE Discovery MI	75
A.4 CT: Philips Ingenuity family	75
A.5 Temperaturpåvirkning	77
A.6 Kjøling i undersentral og samlet effekt MR	78
A.7 Python-kode for effektavregning	78

FIGURER

2.1	Tilsynelatende effekt med strøm og spenning i fase.	5
2.2	Tilsynelatende effekt med faseforskyvning mellom strøm og spenning.	5
2.3	Effekttriangel med aktiv, reaktiv og tilsynelatende effekt	5
2.4	Trefase spenning.	6
2.5	Prinsippskisse av TN-nett.	7
2.6	Bilde av MR (Siemens Magnetom Skyra).	8
2.7	Arbeidsmoduser for MR gjennom et døgn.	9
2.8	Bilde av CT (Philips Ingenuity).	11
2.9	Arbeidsmoduser for CT i løpet av et døgn.	11
2.10	Bilde av PET/CT (GE Discovery MI).	12
2.11	Illustrasjon av en motstrøms varmeveksler.	13
2.12	Prinsippskisse av en kjølemaskin.	14
2.13	Prinsippskisse for kjølebatteri.	15
2.14	Prinsippskisse for viftekonvektor.	16
2.15	Samtidighet mellom laster.	18
3.1	Sykehuset Østfol Kalnes med snitt i 1. etg.	19
3.2	Timeverdier for snittlasten i nødstrømskurs 2 til behandlingsbygget.	21
3.3	Fordeling av fjernkjøling til isvannskurser i undersentralen.	22
3.4	Forenklet skisse av strømtilførsel, prosesskjøling og ventilasjon til MR.	23
3.5	Forenklet skisse av strømtilførsel, prosesskjøling og ventilasjon til PET/CT.	24
4.1	Hioki 3169 nettanalysator.	26
4.2	Tilkobling av nettanalysator til 400 V TN-nett i el-tavle.	26
4.3	Tilkobling av TA-scope for måling av vannmengder.	27
4.4	Bruk av temperaturføler til å måle temperatur på røroverflate.	27
5.1	MR 1 - Aktiv effekt, prosesskjøling og ventilasjonskjøling gjennom ett døgn.	30
5.2	MR 1 - Effektvariasjoner gjennom en undersøkelse.	32
5.3	MR 1 - Effektvariasjoner i sekvenser.	32
5.4	MR 1 - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall fra 0-50 kW.	33
5.5	MR 1 - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall over 50 kW.	33
5.6	MR 2 - Aktiv effekt, prosesskjøling og ventilasjon gjennom ett døgn.	35
5.7	MR 2 - Effektvariasjoner gjennom en hel undersøkelse.	36

5.8	MR 2 - Effektvariasjoner i sekvenser.	37
5.9	MR 2 - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall fra 0-50 kW.	37
5.10	MR 2 - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall over 50 kW.	37
5.11	PET/CT - Aktiv effekt og kjøleeffekt fra viftekonvektorer.	39
5.12	PET/CT - Aktiv effekt og kjøleeffekt i en enkelt undersøkelse.	40
5.13	PET/CT - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall fra 0-42 kW.	41
5.14	PET/CT - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall over 10 kW.	41
5.15	CT - Aktiv effekt gjennom ett døgn.	42
5.16	CT - Effektvariasjoner gjennom to undersøkelser.	43
5.17	CT - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall fra 0-72 kW.	43
5.18	CT - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall fra 4-72 kW.	43
5.19	Røntgen - Aktiv effekt gjennom ett døgn.	44
5.20	Røntgen - Effektvariasjoner gjennom en sekvens med bildetaking.	45
5.21	MR 2 - Temperaturendringer i isvann og ventilasjonsluft.	46
5.22	Kjøleeffekt i undersentral og samlet effekt fra MR.	48
5.23	MR 1 - Varighetskurve for effektavregninger i 60-, 15-, og 5-minutters intervaller.	51
5.24	MR 2 - Varighetskurve for effektavregninger i 60-, 15-, og 5-minutters intervaller.	51
5.25	PET/CT - Varighetskurve for effektavregninger i 60-, 15-, og 5-minutters intervaller.	52
5.26	CT - Varighetskurve for effektavregninger i 60-, 15-, og 5-minutters intervaller.	52
A.1	MR 1 - Aktiv effekt, prosesskjøling og ventilasjonskjøling i full måleperiode.	71
A.2	MR 1 - Eksempel 1 for effektbehov gjennom en undersøkelse.	71
A.3	MR 1 - Eksempel 2 for effektbehov gjennom en undersøkelse.	72
A.4	MR 1 - Eksempel 3 for effektbehov gjennom en undersøkelse.	72
A.5	MR 2 - Aktiv effekt, prosesskjøling og ventilasjonskjøling i full måleperiode.	73
A.6	MR 2 - Eksempel 1 for effektbehov gjennom en undersøkelse.	73
A.7	MR 2 - Eksempel 2 for effektbehov gjennom en undersøkelse.	74
A.8	MR 2 - Eksempel 3 for effektbehov gjennom en undersøkelse.	74
A.9	PET/CT - Aktiv effekt i full måleperiode.	75
A.10	CT - Aktiv effekt i måleperiode 1.	75
A.11	CT - Aktiv effekt i måleperiode 2.	76
A.12	CT - Eksempel på effektbehov gjennom en undersøkelse.	76
A.13	MR 1 - Temperaturer i prosesskjøling og ventilasjonsanlegg i full måleperiode.	77

A.14 MR 2 - Temperaturer i prosesskjøling og ventilasjonsanlegg i full måleperiode. 77

A.15 Kjøleeffekt i undersentral og samlet effekt fra MR 1 og MR 2 i full måleperiode. 78

TABELLER

2.1	Satser for effektledet per 01.01.2021 fra Elvia.	18
4.1	Benyttede måleapparater til innhenting av datagrunnlag.	25
5.1	MR 1 - Utdrag av verdier hentet fra datablad.	29
5.2	MR 1: Sammendrag av måleverdier torsdag 16.09.21.	31
5.3	MR 2 - Utdrag av verdier hentet fra datablad.	34
5.4	MR 2: Sammendrag av måleverdier torsdag 16.09.21.	36
5.5	PET/CT: Utdrag av verdier hentet fra datablad.	38
5.6	Sammendrag av måleverdier for GE Discovery MI tirsdag 07.09.21	39
5.7	CT: Utdrag av verdier hentet fra datablad.	41
5.8	CT: Sammendrag av måleverdier torsdag 09.09.21.	42
5.9	Røntgen: Sammendrag av måleverdier tirsdag 14.09.21.	45
5.10	Temperaturer i isvann og ventilasjonsluft basert på full måleperiode for både MR 1 og MR 2.	47
5.11	Sammendrag av måleverdier for samlet effekt og kjøling i undersentral gjennom 16.09.21 og 17.09.21.	49
5.12	Maksimum effektavregning ved ulike beregningsintervaller.	50
5.13	Beregning av økte månedlige og årlig kostnad som konsekvens av økt gjen- nomsnittseffekt ved 15-minutters avregning.	53
5.14	Beregning av månedlig og årlig kostnad som konsekvens av økt gjennomsnitts- effekt ved 5-minutters avregning.	54

ORDLISTE

AMS	Avanserte måle- og styringssystemer
COP	Coefficient of performance
CT	Computertomografi
FN	Forente nasjoner
GE	General Electric
IT	Insulated terra
kVA	Kilovoltampere
kW	Kilowatt
kWh	Kilowatt time
MI	Molecular imaging
MR	Magnetresonanstomografi
NMBU	Norges Miljø- og Biovitenskapelige Universitet
PE	Protected earth
PET	Positronemisjonstomografi
RF	Radiofrequency
SD	Sentral drift
TN	Terra neutral
TT	Terra terra
UPS	Uninterruptible power supply

1 INTRODUKSJON

1.1 Bakgrunn

I følge FN's klimapanelers sjette hovedrapport har global gjennomsnittstemperatur økt med 1,1 °C siden førindustriell tid, som følge av menneskeskapt klimagassutslipp [1]. Gjennom Parisavtalen er Norge forpliktet til å redusere utslippene med minst 40 % relativt til 1990-nivået innen 2030, for at den gjennomsnittlige temperaturøkningen ikke skal overstige 2 °C. I 2020 ble det lagt til ytterligere mål om 50-55 % utslippsreduksjon [2]. Et av tiltakene for å kutte utslippene er å redusere energibruken i byggesektoren.

Byggesektoren står i dag for ca 40 % av energibruken og 40 % av utslippene i Norge. Ved å redusere energibehovet senkes behovet for å produsere energi, som igjen vil føre til lavere klimagassutslipp [3]. Bygg er laget for å stå i mange år og medfører at energikravene som settes under byggeprosessen, vil være førende for byggets energiforbruk i langt tid fremover [4]. Sykehus er blant de mest energikrevende bygningstypene, som ifølge Enovas byggstatistikk fra 2017 har et gjennomsnittlig energiforbruk på 310 kWh/m², mens gjennomsnittet for alle bygningstyper ligger på 244 kWh/m² [5].

Sykehus skiller seg fra andre bygningstyper ved at de inneholder mye sykehusspesifikt utstyr som er uunnværlig for å dekke behandlingstilbudet. Riktignok er det lite kunnskap om energibehovet og bruksmønsteret til de ulike utstyrstypene, som videre gjør det utfordrende å dimensjonere elektriske- og termiske anlegg riktig. For å opprettholde et godt inneklima må overskuddsvarmen fra elektrisk utstyr fjernes fra det rommet det står i, og derav skapes det et stort kjølebehov. Med manglende innsikt i det reelle effektbehovet og bruksmønsteret blir systemene ofte overdimensjonert, og muligheter for energieffektiviserende tiltak kan gås glipp av [6].

Kategorien sykehusspesifikt utstyr omfatter blant annet bildediagnostisk utstyr, som anvendes til å lage snittbilder av kroppen. Dette er maskiner som generelt har et høyt effektbehov, og gjør dem til viktige faktorer ved prosjektering av nye sykehus [7]. Kartlegging av maskinenes reelle effektbehov og varmeavgivelse kan bidra til å øke kunnskapsgrunnlaget og forutsetningene for å gjøre sykehus mer energieffektive i fremtiden.

1.2 Mål

Gjennom oppgaven er det overordnede målet å kartlegge effektbehovet til bildediagnostisk utstyr og videre undersøke hvordan varmeavgivelsen fra maskinene påvirker sykehusets vannbårne og luftbårne kjølesystemer. I tillegg er det ønskelig å undersøke om de respektive maskinene fører til en betydelig økning av sykehusets strømregning, i et fremtidsscenario der avregningsintervallet for effektledet i nettleien kortes ned fra 60 minutter til 15- eller 5-minutters intervaller. For å komplettere oppgaven blir følgende spørsmål undersøkt:

- Hvor stort er det reelle effektbehovet for bildediagnostisk utstyr?
- Hvordan påvirker maskinene kjølesystemene og varmembalansen på romnivå?
- Hvor stor er samtidigheten blant de ulike maskinene, og kan den eventuelt reduseres?
- Kan varmeavgivelsen fra maskinene observeres overordnet på hovedkursen for prosesskjøling?
- Hvor stort blir det maksimale utslaget på effektledet ved nedkorting av avregningsintervallet?

Maskinenes utslag på effektledet baseres på gjeldende priser fra 2021, og betraktes uavhengig av energiledet og varierende strømpriser.

1.3 Omfang og begrensninger

Oppgaven baseres på datainnsamling ved Sykehuset Østfold Kalnes, hvor det utføres målinger på to MR-maskiner, en CT, en PET/CT og en røntgen-maskin. Strømtilførselen måles på samtlige maskiner over perioder på 1 til 6 døgn, hvorav MR-maskinene måles simultant for å undersøke samtidighetsfaktoren. I MR-rommene måles det på både prosesskjøling og ventilasjon, som gir grunnlag for betraktning av energibalanse i rommene. Til PET/CT måles det på prosesskjølekursen, som dekker viftekonvektorer i rommet. I tillegg måles det på hovedtilførselen for prosesskjøling til avdelingen med bildediagnostisk utstyr.

Datainnsamlingen begrenses til de spesifikke modellene og systemene som finnes på Sykehuset Østfold Kalnes, og medfører at den innsamlede måledataen ikke nødvendigvis er overførbar til andre sykehus. Antallet måleobjekter er også begrenset av tilgangen til måleapparater i måleperioden.

1.4 Tidligere studier

Gjennom litteratursøk er det funnet tre rapporter som belyser måledata fra ulike typer bilde-diagnostisk utstyr [8][9][7]. I alle tre er det gjennomgående at MR-maskiner har størst energi- bruk gjennom døgnet, ettersom de medisinske undersøkelsene har mye lengre varighet sam- menliknet med eksempelvis CT og røntgen. Rapporten *Energibruk i sykehus, status over energikrevende funksjonskrav og faktisk forbruk knyttet til bygg og utstyr og muligheter for energieffektivisering* [7], viser til målinger av strømtilførselen med loggeintervaller på sekund- nivå, og gir derav et sammenlikningsgrunnlag for denne oppgavens måledata. Eksempler fra disse målingene viser at MR, PET/CT og CT har effekttopper på henholdsvis 49, 25 og 60 kW. Dog er det ikke oppgitt informasjon om måleobjektene spesifikasjoner og modellnavn.

Det er så langt ikke funnet studier der maskinenes kjølebehov og samtidighet er undersøkt. Dette gjør at oppgavens resultater kan bidra til å belyse et ukjent felt.

2 TEORI

I dette kapitlet beskrives de ulike måleobjektene, energisystemene, samtidighet, beregningsmetoder og grunnlag for økonomiske betraktninger. Samspillet mellom de tekniske løsningene i et sykehus er av kompleks karakter og medfører at teori og virkemåte må belyses fra flere hold.

2.1 Elektroteknikk

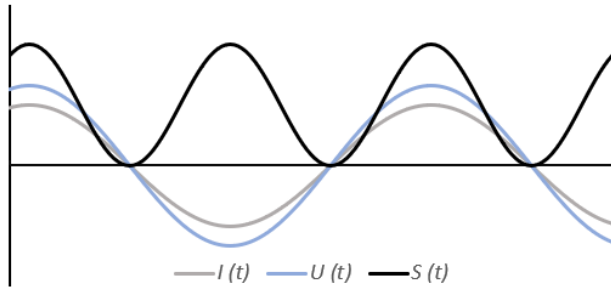
For utvalget av bildediagnostisk utstyr som inngår i oppgaven består den elektriske tilførselen av trefase vekselstrøm. Videre i delkapitlet presenteres den bakenforliggende teorien for den elektriske effekten som måles i oppgaven. Teorien er primært hentet fra boken *Electric power systems* [10].

2.1.1 Vekselstrøm

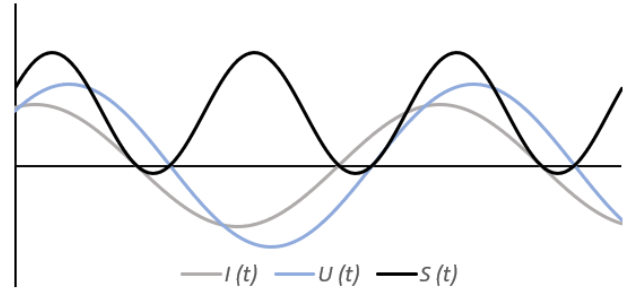
Vekselstrøm skiller seg fra likestrøm ved at strømmen alternerer retning med en frekvens på 50 Hz. Om det tas utgangspunkt i en krets med likestrøm kan effekten enkelt beregnes ved å multiplisere strøm og spenning, der også varmeavgivelsen er direkte overførbart til den målte effekten. Dette vil derimot ikke alltid gjelde i kretser med vekselstrøm, ettersom den målte effekten består av både en aktiv og en reaktiv del. Den aktive effekten kan nyttegjøres til arbeid og varme, mens reaktiv effekt er en imaginær effekt som oppstår på grunn av induktiv eller kapasitiv virkning. Reaktiv effekt oppstår som konsekvens av spoler eller kondensatorer i systemet, og strøm og spenning blir derav komplekse enheter. Ved vekselstrøm denoteres effekten som tilsynelatende effekt, etter likning 2.1:

$$S = U I \tag{2.1}$$

hvor U er spenning [V] og I er strøm [A]. Figur 2.1 og 2.2 viser hvordan den tilsynelatende effekten oscillerer når strøm og spenning enten er i fase eller er faseforskjøvet. I førstnevnte figur er det kun aktiv effekt i systemet, mens i figuren til høyre skaper den reaktive effekten en faseforskyvning.

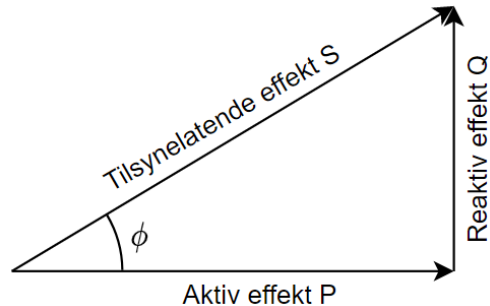


Figur 2.1: Tilsynelatende effekt med strøm og spenning i fase.



Figur 2.2: Tilsynelatende effekt med faseforskyvning mellom strøm og spenning.

Faseforskyvningen mellom strøm og spenning kan måles med fasevinkel ϕ . Fasevinkelen representerer også vinkelen mellom tilsynelatende og aktiv effekt i et effekttriangel, som vist i figur 2.3.



Figur 2.3: Effekttriangel med tilsynelatende effekt S [VA], aktiv effekt P [W] og reaktiv effekt Q [VAR].

Den reaktive effekten er oppført på en imaginær akse, vinklet 90° fra den aktive effekten, og den tilsynelatende effekten utgjør hypotenusen mellom disse. På bakgrunn av de trigonometriske forholdene beregnes den aktive effekten fra følgende likning

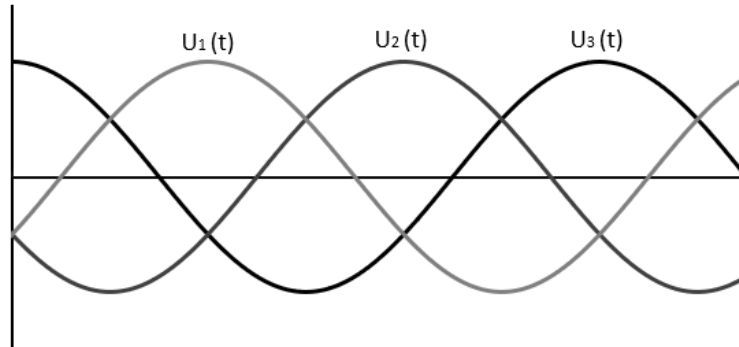
$$P = U I \cos(\phi) \quad (2.2)$$

hvor $\cos(\phi)$ kalles effektfaktor. Effektfaktoren er et tall mellom 1 og 0, men det etterstrebes å få denne så nærme 1 som mulig for å minimere den reaktive effekten. Reaktiv effekt Q beregnes ved bruk av sinus av fasevinkelen:

$$Q = U I \sin(\phi). \quad (2.3)$$

2.1.2 Trefase effekt

Distribusjonen av strøm i kraftnettet gjøres i hovedsak med trefase vekselstrøm. Her er det 3 strømførende kabler hvor spenningene er forskjøvet med 120° , som vist i figur 2.4. Summen av spenning i de tre fasene er til enhver tid null, gitt at kraftnettet er balansert riktig.



Figur 2.4: Trefase spenning.

En av hovedforskjellene mellom enfase og trefase systemer er muligheten for ulike spenningsuttak. Spenningen kan enten hentes mellom to faser, kalt linjespenning U_{LL} , eller mellom fase og nøytralleder/jord, kalt fasespenning U_{LN} . Sammenhengen mellom linje- og fasespenning er gitt ved

$$U_{LL} = U_{LN} \sqrt{3}. \quad (2.4)$$

Fra denne sammenhengen kan den aktive effekten i hver enkelt fase beregnes ved

$$P_{fase} = U_{LN} I \cos(\phi). \quad (2.5)$$

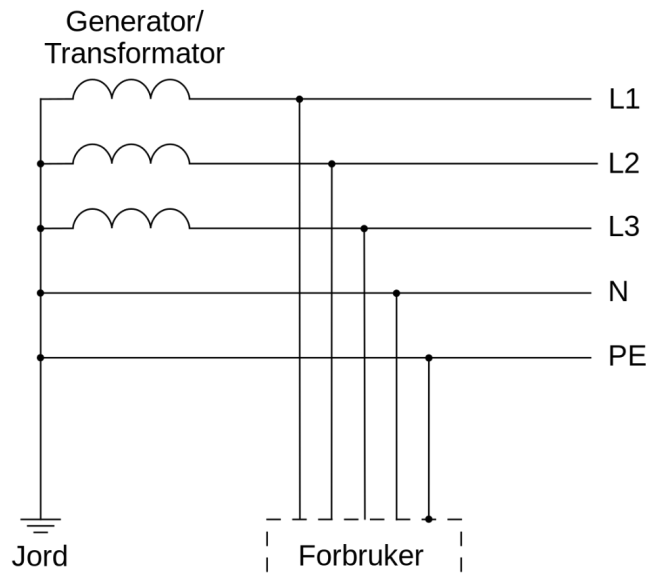
Hvis effektene i hver av fasene er like, kan total effekt beregnes ved å multiplisere faseeffekten med 3, men dersom det er avvik mellom fasene må effektene summeres, som vist i likning 2.6:

$$P_{tot} = \sum_{n=1}^3 P_{fase,n} \quad (2.6)$$

2.1.3 Nettsystemer

Lavspentnettet i Norge har tre forskjellige oppbygninger, kalt IT-, TT- og TN-nett. Forskjellen mellom systemene er hvordan linjene er koblet mot jord fra transformatoren. IT står for *Insulated Terra*, som betyr at jord er isolert hos forbruker. Dette systemet er det mest utbredte i Norge, men er begrenset til et maks spenningsuttak på 230 V. TN står for *Terra*

Neutral og betyr at transformatorens nøytralepunkt ledes helt ut til forbruker. Med dette systemet gis det muligheter for 400 V spenningsuttak mellom fasene eller 230 V mellom faseleder og nøytralleder [11]. Figur 2.5 viser hvordan forbruker kan koble seg på TN-nettet. Mellom faselederne L_1 , L_2 og L_3 kan det hentes ut 400 V, og mellom en av fasene og nøytrallederen N kan det hentes ut 230 V. I tillegg er det en egen jordleder PE (protected earth) som går helt fra transformatoren og ut til forbruker [11].



Figur 2.5: Prinsippkisse av TN-nett, hentet fra [12].

2.2 Sykehusspesifikt utstyr

Inventarlisten i et sykehus inneholder et stort utvalg av sykehusspesifikt utstyr. Dette inkluderer både medisinsk teknisk utstyr og i tillegg en del annet utstyr som kun brukes i sykehussammenheng. Blant medisinsk teknisk utstyr er det en egen kategori som omfatter bildediagnostisk utstyr [7]. Eksempler på noen av de ulike typene er listet opp under:

- Angiografi
- Computertomografi
- Magnetresonanstomografi
- Positronemisjonstomografi
- Røntgen
- Ultralyd

Videre i kapitlet gjennomgås virkemåten i grove trekk for de utvalgte maskinene som inngår i oppgaven.

2.2.1 Magnetresonanstomografi (MR)

MR er et bildediagnostiserende verktøy som lager tydelige bilder av bløtvev i kroppen ved bruk av sterke magnetfelt og radiobølger (RF). Dette er i hovedsak mulig siden alle kroppens celler inneholder H_2O -molekyler, eller nærmere bestemt positivt ladede hydrogenioner (H^+ ioner). Maskinen er i praksis en stor magnet med et konstant magnetfelt B_0 rundt seg, og når kroppen føres inn i magnetfeltet vil spinnaksen til alle de ladede protonene rettes inn etter magnetfeltet. For å kunne differensiere mellom de ulike områdene i kroppen skrues det på enda et magnetfelt B_1 , med varierende styrke og retning. I neste steg sendes det ut pulser med RF-bølger, som har som funksjon å dytte protonene ut av retningen til magnetfeltet. Når pulsen med RF-bølger slutter vil protonene returnere til den tidligere spinnaksen og slippe ut energi. Bløtvevstrukturen avgjør hvor fort protonene returnerer og hvor mye energi som slippes ut. Denne energien detekteres av MR-maskinen og gir grunnlag for bildedannelse [13].

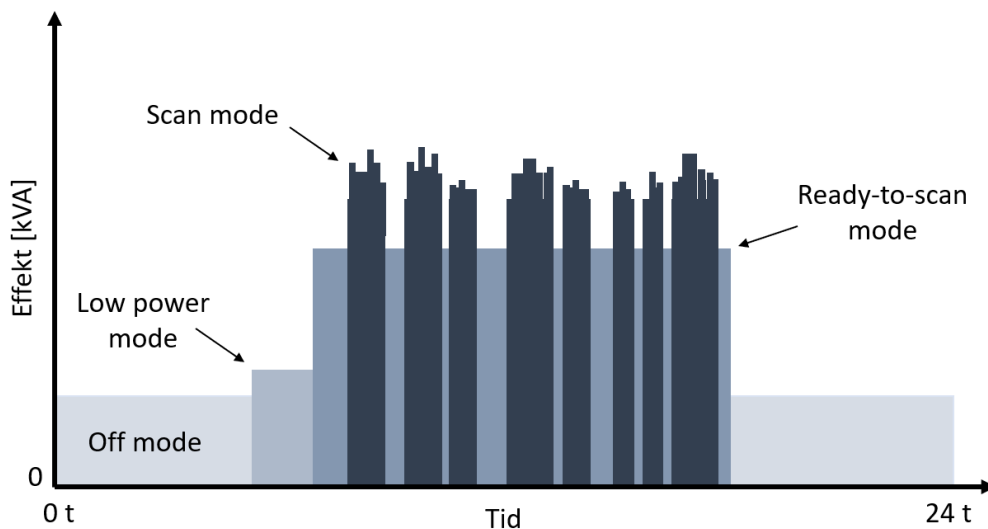
Figur 2.6 viser bilde av en MR-maskin, lik en av de som måles på i oppgaven. I en medisinsk undersøkelse ligger pasienten på bordet og føres inn i tunnelen i midten av maskinen til det området av kroppen som det er ønskelig å ta bilder av. Varigheten til en undersøkelse kan ta alt fra 15 til 90 minutter, avhengig av hvor mange bilder som tas og hvor stort område det tas bilder av [14].



Figur 2.6: Bilde av MR (Siemens Magnetom Skyra), hentet med tillatelse fra [15]. Foto: Siemens Healthineers.

Det konstante B_0 -feltet i MR-maskinen skapes av en superledende magnet, som er bygget opp av strømførende spoler og kjøles ned av flytende helium som omringer kjernen. Når temperaturen holdes nær det absolutte nullpunkt er det tilnærmet null resistans i spolene, slik at det nesten ikke kreves strøm for å holde magnetfeltet i gang [16]. Det varierende B_1 -feltet skapes av gradienter, som består av strømførende spoler på innsiden av kjernen i maskinen. Magnetfeltet fra gradientene styres av strømtrekket gjennom spolene [17].

Figur 2.7 viser en illustrasjon av hvordan effektbehovet er forventet å variere gjennom et døgn, som følge av de ulike modusene til en MR-maskin. I de medisinske undersøkelsene er maskinen i "scan mode", der effektbehovet varierer med hvilken del av kroppen det tas bilde av [8].



Figur 2.7: Arbeidsmoduser for MR gjennom et døgn, modifisert fra [8].

Kategoriseringen av hovedmodusene til maskinen forklares i punktlisten under [8].

- **Off mode:** Tilstand med det laveste effektbehovet, hvor driften i hovedsak går til å drive kjølesystemet. Heliumet rundt den superledende magneten må kjøles ned kontinuerlig slik at det ikke koker ut og forsvinner. Dette gjør at maskinen ikke kan skrus helt av.
- **Low power mode:** Modus med det laveste energiforbruket, som brukeren kan velge i henhold til maskinens brukermanual.
- **Ready-to-scan mode:** Alle moduler er aktive, men hverken gradient-signaler eller RF-bølger sendes ut.

- **Scan mode:** Maskinen sender RF-bølger og gradient-signaler, som gir grunnlag for at datasystemet kan danne bilder av pasienten.

2.2.2 Røntgen

Røntgenmaskiner fungerer ved å sende røntgenstråler gjennom kroppen fra en side, og deretter danne bilder på bakgrunn av de strålene som detekteres på den andre siden. Røntgenstråler skapes av en katode og en anode i en røntgentube. I første steg sendes det strøm gjennom en strømkabel lokalisert i katoden, som forårsaker at det frigjøres elektroner. Videre settes det på en høy spenning mellom katoden og anoden, som får elektronene til å akselereres i retning mot anoden. På anoden er det montert en plate, som vanligvis er laget av tungsten, og når elektronene kolliderer med platen vil det skapes røntgenstråler av emitterte fotoner. Røntgenstrålene har høy intensitet og går lett gjennom de fleste medier, men avhengig av tettheten til mediet vil strålene stoppes i ulike grad. I kroppen er bein den vevstypen med høyest tetthet, og gjør at de fremstår tydelig på røntgenbilder [18].

2.2.3 Computertomografi (CT)

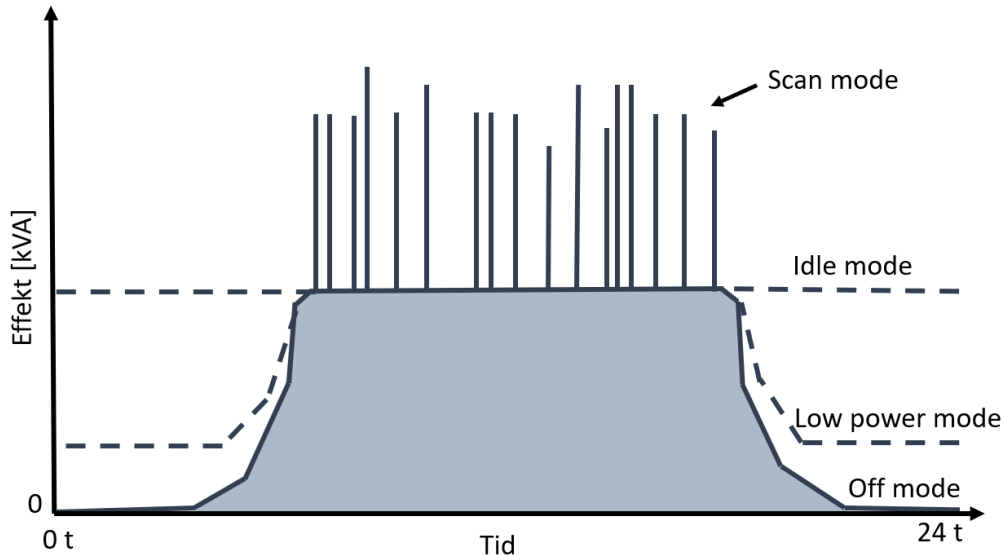
Til forskjell fra en vanlig røntgenmaskin, som kun sender en enkelt puls med røntgenstråler, sender en CT-maskin serier med røntgenstråler gjennom kroppen fra ulike vinkler. Dette skaper snittbilder som kan settes sammen til tredimensjonale fremstillinger av kroppen. For å differensiere mellom ulike vevstyper brukes ofte kontrastmidler til forsterkning. Eksempelvis, hvis det behøves tydeligere bilder av magen kan kontrastvæsken drikkes, eller hvis det behøves tydeligere bilder av blodårene kan kontrastvæsken injiseres direkte i blodet [19].

I figur 2.8 vises et bilde av en CT-maskin, liknende den som benyttes i oppgaven. Utformingen likner i stor grad på en MR-maskin, hvor pasienten tilsvarende må ligge på et bord og føres inn i senteret av maskinen, men varigheten av selve undersøkelsen er i snitt kun 3-7 minutter [19].



Figur 2.8: Bilde av CT (Philips Ingenuity), hentet med tillatelse fra [20]. Foto: Philips Healthcare.

I figur 2.9 vises de ulike modusene til en CT-maskinen gjennom et døgn. I "scan-mode" forekommer det store kortvarige effekttopper, men effektbehovet utenom undersøkelsene er ellers stabilt. Utenom undersøkelsene kan maskinen skrues helt av slik at effektbehovet er null. Effektbehovet gjennom en undersøkelse består først av en fortopp der det dannes et topogram/oversiktsbilde, og deretter en hovedtopp fra den fullstendige bildetakingen [8].



Figur 2.9: Arbeidsmoduser for CT i løpet av et døgn, modifisert fra [8].

I punktlisten under forklares de ulike hovedmodusene til maskinen [8].

- **Off mode:** Systemet er skrudd av og konsumerer ikke energi.
- **Low power mode:** Modus med det laveste energiforbruket, som brukeren kan velge i henhold til maskinens brukermanual.

- **Idle mode:** Systemet er klar til scan, men det genereres ikke røntgenstråler og maskinhuset roterer ikke.
- **Scan mode:** Aktiv scannemodus med generering av røntgenstråler og rotering av maskinhus for å ta bilder fra ulike vinkler.

2.2.4 Positronemisjonstomografi (PET)

PET er et bildediagnostisk verktøy som brukes til å fremstille bilder som kartlegger biologiske funksjoner og områder med aktivitet i celler eller vev. Dette er spesielt gunstig for å finne utbredelsen til kreftsvulster eller utrede for epilepsi og noen typer demens. For å få dette til er første steg at pasienten drikker, eller får injisert, en radioaktiv substans. Den radioaktive substansen vil deretter avgi positroner, som er positivt ladede partikler. Når positronene kolliderer med elektroner i kroppen utløses det gammastråling, som videre kan registreres av detektorer i maskinen [21]. Figur 2.10 viser bilde av en PET/CT, som innehar den kombinerte funksjonen til både PET og CT.



Figur 2.10: Bilde av PET/CT (GE Discovery MI), hentet med tillatelse fra [22]. Foto: GE Healthcare.

PET har et relativt konstant effektbehov i alle arbeidsmoduser siden detektorene består av scintillatorkrystaller, som krever kjøling for å holde en stabil temperatur. Til forskjell fra MR og CT lager PET hverken magnetfelt, RF-bølger eller røntgenstråling. Forskjellen mellom ”off-mode” og ”scan-mode” er derfor svært liten. I dag kommer de fleste PET i kombinasjon med CT eller MR. En PET/CT har fordelen av å både kartlegge organers funksjon og anatomi på samme tid [8].

2.3 Kjøleteknikk

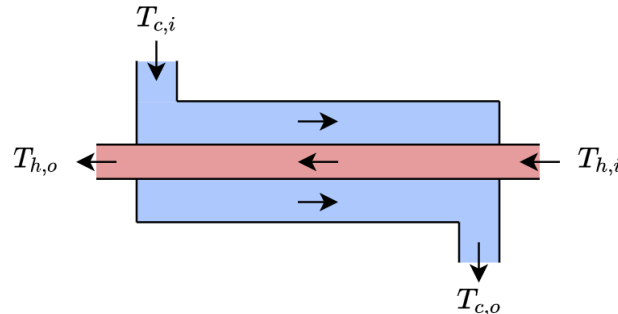
I et bygg er det mange kilder som skaper et varmetilskudd. Innvendig skapes det oppvarmings-effekt fra blant annet elektriske laster og menneskelig aktivitet, og fra utsiden er solstråling

og utetemperatur betydningsfulle faktorer [23]. For å opprettholde et godt inn klima og driftsforhold for maskiner er det nødvendig å distribuere overskuddsvarmen bort eller gjenvinne varmen i andre prosesser. I store næringsbygg ledes varmen ut i kombinasjon mellom vannbårne og luftbårne kjølesystemer, som normalt fordeles i systemer med prosesskjøling, ventilasjonskjøling og komfortkjøling [24]. Kjølesystemenes hovedkomponenter og oppbygning beskrives nøyere videre i delkapittelet.

2.3.1 Hovedkomponenter i kjøleanlegg

I kjølesystemene som inngår i oppgaven brukes det mange ulike komponenter, som hver og en er installert med hensyn til de spesifikke behovene for kjøling og varmeoverføring i hvert rom. Hovedprinsippene bak de viktigste enhetene forklares i punktlisten under:

- **Varmeveksler:** Varmevekslere benyttes til å overføre varme mellom to fluider, både fra væske til væske, gass til gass eller mellom væske og gass. Det finnes mange utforminger, som i store trekk legges under typene parallelstrøms, motstrøms eller krysstrøms varmevekslere [25]. I figur 2.11 vises en forenklet skisse av en motstrøms varmeveksler.



Figur 2.11: Illustrasjon av en motstrøms varmeveksler.

Dersom det antas at varmeveksleren er fullt isolert kan varmeoverføringen beregnes med utgangspunkt i temperaturendringen i hvert av fluidene [26],

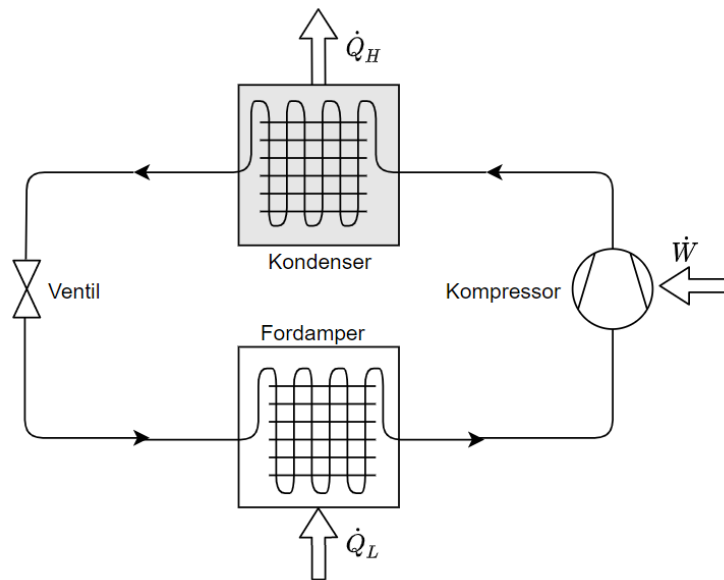
$$\dot{Q} = \dot{m}_h C_{p,h} (T_{h,o} - T_{h,i}) = \dot{m}_c C_{p,c} (T_{c,o} - T_{c,i}) \quad (2.7)$$

der h og c refererer til henholdsvis varmt og kaldt fluid, \dot{m} er massestrøm [kg/s], C_p er spesifikk varmekapasitet [kJ/kgK] og T_i og T_o er temperaturen [K] i inn- og utløp. Overføringspotensialet i en varmeveksler bestemmes av overflatearealet A_s i kontakt

med fluidene, varmeoverføringskoeffisienten U [W/m²K] og den logaritmiske middeltemperaturdifferansen ΔT_{lm} , fra likning 2.8.

$$\dot{Q} = UA_s \Delta T_{lm}. \quad (2.8)$$

- **Kjølemaskin:** Kjølemaskiner brukes for å senke temperaturen i et ønsket område ved implementering av en kjølesyklus, som består av en kompressor, en kondenser, en ventil og en fordampner. Illustrasjon av nevnte kjølesyklus er vist i figur 2.12. For å muliggjøre mest mulig varmeoverføring brukes det et kjølemedie som innehar egenskaper med lavt kokepunkt og lav spesifikk varmekapasitet, eksempelvis R-134a eller ammoniakk [27].



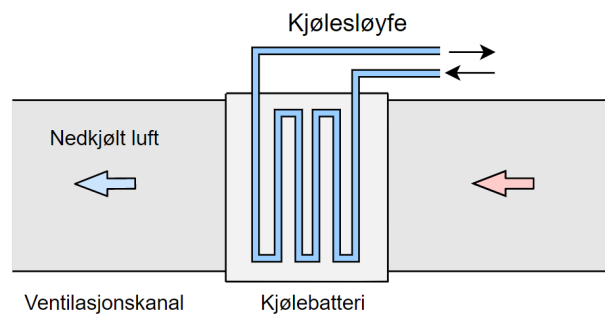
Figur 2.12: Prinsippskisse av en kjølemaskin.

For å forstå syklusen tas det i første steg utgangspunkt i kompressoren, som har som formål å øke trykket og temperaturen til kjølemediet. Gjennom kompressoren er kjølemediet i gassform, og videre sendes den varme gassen til kondenseren der varmen \dot{Q}_H [W] kan frigis til de kaldere omgivelsene. I kondenseren gjennomgår gassen en faseendring til væske, som medfører at også den latente varmen slippes ut. Videre gjennom ventilen slippes trykket opp, og den nedkjølte væsken strømmer deretter gjennom fordampneren. Her har kjølemediet en lavere temperatur enn omgivelsene, slik at varme \dot{Q}_L [W] overføres fra omgivelsene til kjølemediet. Kjølemediet gjennomgår også her en faseendring til gassform, som gjør at det trekkes ekstra mye varme fra omgivelsene [27].

Til drift av kompressoren kreves det arbeid \dot{W} [W], så syklusen er dermed ikke selvdreven. Effektiviteten til kjølesystemer måles ved bruk av effektfaktoren COP (Coefficient of performance) [27], etter likning 2.9:

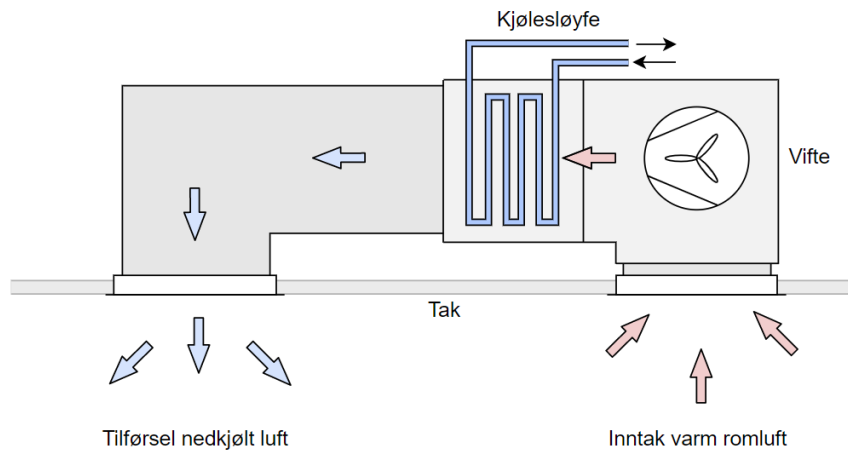
$$COP = \frac{\dot{Q}_L}{\dot{W}} = \frac{\dot{Q}_L}{\dot{Q}_H - \dot{Q}_L} \quad (2.9)$$

- **Kjølebatteri:** Et kjølebatteri brukes til å kjøle ned tilluften i ventilasjonsanlegget, og består av en rørpakke der det strømmer kald væske gjennom, som vist i figur 2.13. Når luften strømmer over de kalde rørene avgis det varme, slik at luften blir nedkjølt [28].



Figur 2.13: Prinsippskisse for kjølebatteri.

- **Viftekonvektor:** Viftekonvektorer (fan coils) brukes til å kjøle eller varme opp luften som sirkulerer i et rom, og består forenklet av en vifte og en varmeveksler. Illustrasjon av en viftekonvektor vises i figur 2.14, hvor det vises at varm luft trekkes inn gjennom en vifte og blåses videre over en kald vannførende rørsøyfe. Luften avgir varme til det kalde vannet, og kan deretter tilbakeføres til rommet. Det finnes mange ulike varianter av viftekonvektorer, hvilket kan være skjult eller eksponert under taket, montert på vegg eller montert under gulv [29].



Figur 2.14: Prinsippskisse for viftekonvektor.

2.3.2 Prosesskjøling

Prosesskjøling utgjør den andelen av kjøling som er direkte knyttet til utstyr, og kan enten bestå av direkte væskekjøling eller kjøling av luften lokalt rundt utstyret. Ved direkte væskekjøling brukes isvannet i prosesskjølekursen til å hente ut varme fra en varmeveksler tilknyttet maskinen. Dersom det ikke er opplegg for direkte væskekjøling kan det brukes viftekonvektorer til å kjøle ned luften, hvor isvannet i prosesskjølekursen føres gjennom kjølesløyfen i viftekonvektoren [24].

2.3.3 Ventilasjon

Ventilasjon sørger i hovedsak for et behagelig inneklima ved å tilføre nok friskluft til å drive vekk forurensninger i inneluften. Friskluftmengden avhenger av forurensing fra aktivitet og prosesser, personbelastning og materialbelastning. Ventilasjonsanlegg i bygg kan virke etter to prinsipper: Naturlig ventilasjon og mekanisk ventilasjon. Naturlig ventilasjon er avhengig av naturlige drivkrefter, ved at temperaturforskjeller og trykkforskjeller skaper en naturlig luftstrøm gjennom bygget. Ved mekanisk ventilasjon brukes det vifter for å drive luften, og blir derav uavhengig av vær og vind samt lettere å regulere. Mekanisk ventilasjon kan enten styres ved avtrekksventilasjon eller balansert ventilasjon. Førstnevnte bruker kun vifte i avtrekket, og skaper et lite undertrykk i rommene som fører til at ny friskluft blir tilført for å utligne. Balansert ventilasjon har vifte i både tilluft og avtrekk, slik at det alltid tilføres like mye luft som det trekkes fra [30]. Ved installasjon av kjølebatterier og varmbatterier kan temperaturen til tilluften reguleres, slik at ventilasjonen har en kjølede eller varmende effekt i bygget.

2.4 Varmebalanse i bygningsmasser

Ved stasjonære forhold vil temperaturen i et gitt grenseområde være stabil over tid, gitt at det er balanse mellom tilført og avgitt varme, men i praksis vil effekten fra varmeavgivende laster variere, og på grunn av termisk treghet i materialer vil det ta tid før temperaturen stabiliseres. For bygningsmasser kan den dynamiske varmembalansen beskrives som følgende [23]:

$$\Phi = H(T_i - T_e) + S \frac{dT_i}{dt} \quad (2.10)$$

der Φ er totalt effekttilskudd [W], H er varmetapskoeffisient [W/K], T_i er innvendig temperatur [K], T_e er utvendig temperatur [K], S er varmelagringsevne [Ws/K] og $\frac{dT_i}{dt}$ er den innvendige temperaturens endringshastighet [K/s]. Fra dette kan det utledes en tidskonstant τ for systemet, som er gitt ved

$$\tau = \frac{S}{H} \quad (2.11)$$

Følgende kan det utledes et uttrykk, der temperaturen i et gitt tidspunkt er en funksjon av temperaturen i starttidspunktet, endringen i effekttilskudd, varmetapskoeffisient og tidskonstant [23].

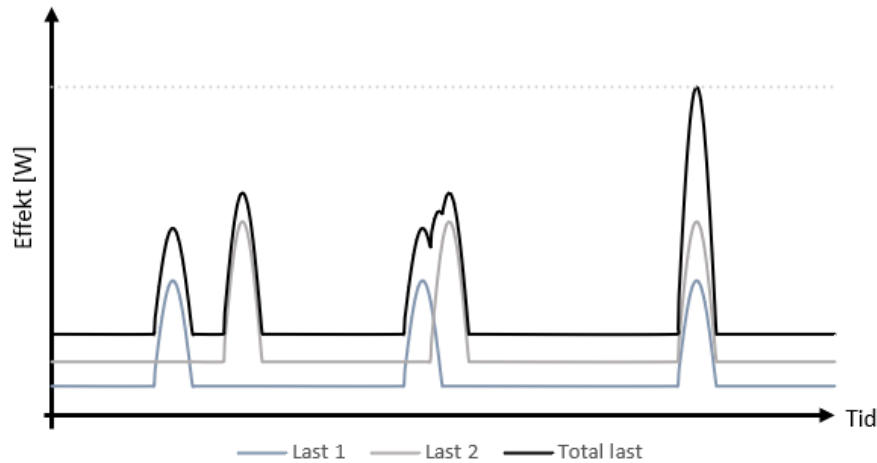
$$T_i(t_1) = T_0 + \frac{\Delta\Phi}{H} \cdot (1 - e^{-\frac{t}{\tau}}) \quad (2.12)$$

2.5 Samtidighet og fleksibilitet

Når termiske og elektriske anlegg skal dimensjoneres må det tas hensyn til den samlede effekten fra alle de ulike lastene i systemet. I praksis vil det aldri inntreffe at alle laster opererer på maks effekt samtidig, så det er derfor viktig å vite samtidigheten i systemet. Samtidighetsfaktoren k_s er definert som forholdet mellom summen av samtidig last og summen av de individuelle maksimumslastene [31], etter følgende likning:

$$k_s = \frac{\sum P_n}{\sum P_{n,maks}} \quad (2.13)$$

hvor P er effekt [W]. Figur 2.15 visualiserer effekttrekket fra to individuelle laster sammen med total last. I den siste effekttoppen inntreffer begge lastene samtidig, slik at den totale lasten blir mye høyere enn i de foregående tilfellene. På bakgrunn av dette vil det være gunstig om en av lastene tidsforskyves, gitt at det er nok fleksibilitet i systemet. Om lastene kan tidsforskyves i praksis er individuelt for driftssituasjonen ettersom maskiner og utstyr har ulike brukstider.



Figur 2.15: Samtidighet mellom laster.

2.6 Effekttariffer

For anlegg som har et forventet årsforbruk på over 100 000 kWh består nettleien av fire poster; et fastledd, et energiledd, et effektledd og statlige avgifter. Energileddet og effektleddet er variable kostnader som varierer fra måned til måned ut i fra forbruket [32]. Sykehuset Østfold Kalnes betaler nettleie til Elvia, som beregner effektleddet ut i fra den timen i måneden med høyest effekt. Makseffekten multipliseres med satsene i tabell 2.1, som er høyest på vinteren siden det er da belastningen på kraftnettet er størst.

Tabell 2.1: Sats for effektleddet per 01.01.2021 fra Elvia [32].

Effektledd	Sats
Desember-februar	120 kr/kW/mnd
Mars og november	67 kr/kW/mnd
April-oktober	22 kr/kW/mnd

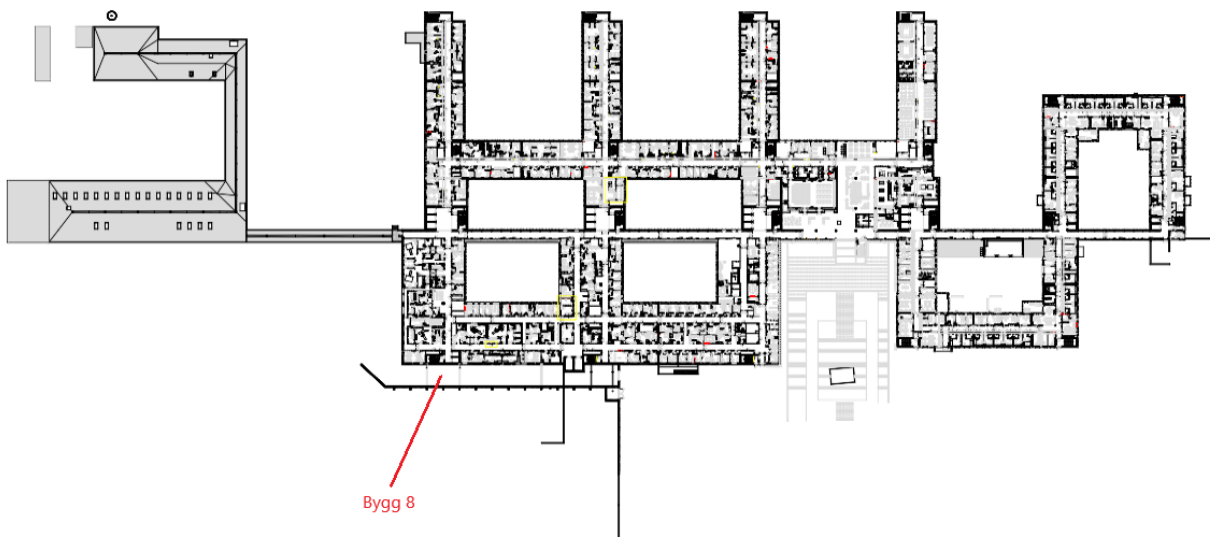
Effektleddet har potensielt stor betydning for strømregningen, og det skal ikke mer enn 1 time med høy samlet effekt før det gir store utslag. Det er derfor av interesse å jevne ut alle effekter slik at de ikke inntreer samtidig. Den fremtidige utfordringen står ved at det er planlagt at avregningsintervallene skal kortes ned fra 60 til 15 minutters tidsoppløsning [33]. For utstyr som trekker mye effekt i korte tidsperioder vil dette potensielt ha stor innvirkning på samlet effektavregning, da dette tidligere har blitt jevnet ut over en hel time.

3 SYSTEMBESKRIVELSE FOR SYKEHUSET ØSTFOLD KALNES

3.1 Kort om sykehuset

Sykehuset Østfold Kalnes er et av landets største akutt sykehus, som sammen med Sykehuset Østfold Moss gir sykehus tilbud til rundt 300 000 beboere i Østfold. I tillegg til akuttmottaket innehar sykehuset flere andre funksjoner, deriblant fødeavdeling, psykiatri, medisinske og kirurgiske klinikker [34].

Bygningsmassen består av et flertall tilknyttede bygg, som vist i figur 3.1. Forekomsten av de fleste medisinske undersøkelser og lokasjonen til akuttmottak finner sted i behandlingsbygget, hvilket er markert med bygg 8 i plantegningen.



Figur 3.1: Sykehuset Østfold Kalnes med snitt i 1. etg, modifisert fra plantegning med tillatelse [35]

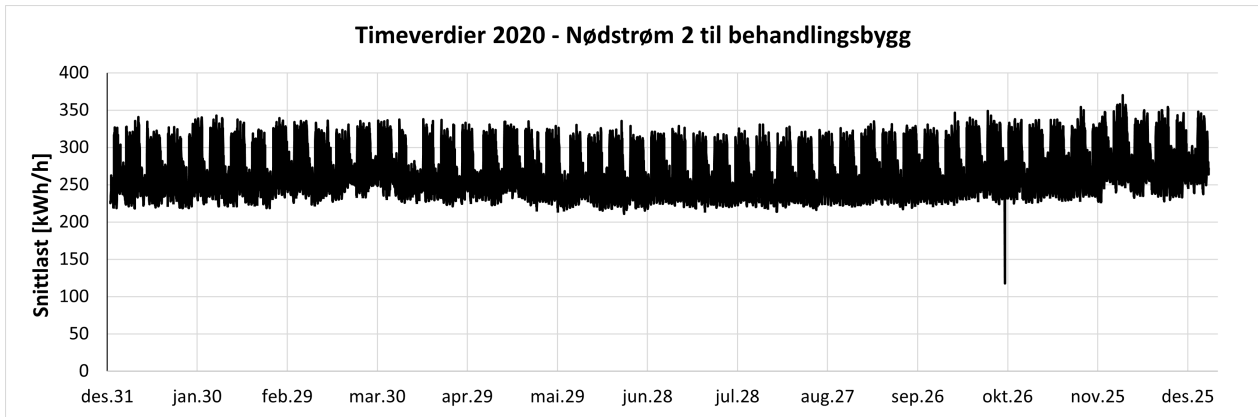
Videre informasjon bygger på plantegninger, befaringer og samtaler med personell fra teknisk avdeling [35]. Siden de tekniske systemene på sykehuset er komplekse tas det forbehold om mulige feil ved gjengivelse av detaljer.

3.2 Strømtilførsel og forbruk

Sykehuset Østfold Kalnes er koblet på høyspentnettet med en egen trafostasjon, og på den lavspente siden består fordelingsnettets av 10 hovedkurser som går til ulike deler av sykehu-

set. På hver av hovedkursene sitter det en AMS-måler, som registrerer strømforbruket og innrapporterer til netteier. Mye av utstyret på sykehuset er sårbart for strømbrudd, og må derfor ha reservekraftsløsninger. Strømtilførslene på sykehuset kategoriseres etter hvit, gul og rød kraft, hvorav det som skiller kategoriene er hvorvidt kursene er sårbare for avvik i strømtilførselen fra kraftnettet. De hvite kursene har ingen reservekraftsløsning og er dermed sårbare for strømbrudd. Det er kun laster som ikke er nødvendige for sykehusdriften som er tilkoblet de hvite kursene. Gule kurser har strømaggregat i reserve, som kan tiltre etter kort tid og rette opp strømforsyningen til normal drift. Lastene som er tilkoblet gul kraft er vurdert til å tåle korte midlertidige strømbrudd. Røde kurser forsynes kontinuerlig av UPS'er, som består av store batteribanker. UPS'ene tilfører strøm uavbrutt fra batteriene og påvirkes dermed ikke av tilstanden til kraftnettet. Under normal drift lades batteriene kontinuerlig opp fra kraftnettet, men dersom forsyningen faller bort tar strømaggregatene over også her. Lastene som er koblet til rød kraft er sykehuskritiske i den forstand at de enten utgjør forskjellen mellom liv og død, eller maskinene er sårbare og kan bli ødelagt av uplanlagte strømbrudd. Alle måleobjektene i oppgaven er kritiske for sykehusdriften, og forsynes dermed av enten gul eller rød kraft. Nettsystemet til disse kursene er 400 V TN-nett.

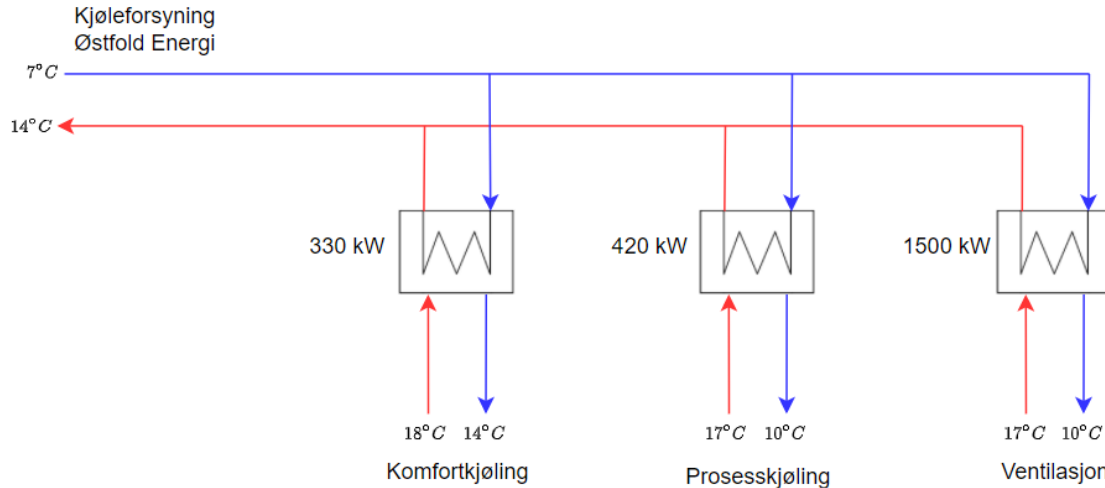
Figur 3.2 viser timeverdier for snittlasten gjennom 2020 i nødstrømkurs 2 til behandlingsbygget. Denne kursen forsyner blant annet sykehusets to MR-maskiner. Figuren viser at det jevne bunnforbruket ligger rett i overkant av 200 kWh/h, mens topplastene ligger mellom 300 til 350 kWh/h. I november inntreffer det en time med enda høyere last på 370 kWh/h, der det er sannsynlig at mye utstyr trekker høy effekt på samme tid. Den totale strømregning for alle de 10 kursene til sykehuset var i 2020 i overkant av ni millioner kroner.



Figur 3.2: Timeverdier for snittlasten i nødstrømskurs 2 til behandlingsbygget. Denne dekker blant annet begge MR-maskinene.

3.3 Kjøleanlegg

Tilførselen av kjøling til Sykehuset Østfold Kalnes kommer fra fjernkjølenettet til Østfold Energi. Overskuddsvarmen fra sykehuset kan derav overføres via varmevekslere til det kalde vannet som tilføres fra fjernkjøleanlegget. Påkoblingen til fjernkjølenettet befinner seg i undersentralen i sykehuset, der sykehuset videre drifter egne isvannskurser på sekundær side av varmevekslerene. Isvannet distribueres i tre ulike kurser; prosesskjøling, komfortkjøling og ventilasjon, som vist i forenklet modell av undersentralen i figur 3.3. Fjernkjølingen er prosjektert med turtemperatur på $7\text{ }^{\circ}\text{C}$ og returtemperatur på $14\text{ }^{\circ}\text{C}$. I de respektive varmevekslerene er det oppgitt at maks varmeoverføring er 330 kW fra komfortkjøling, 420 kW fra prosesskjøling og 1500 kW fra ventilasjonskjøling. Komfortkjøling inngår ikke i de systemene som undersøkes i denne oppgaven. Isvannet som fordeles ut til prosesskjøling er prosjektert for en turtemperatur på $10\text{ }^{\circ}\text{C}$ og returtemperatur på $17\text{ }^{\circ}\text{C}$.



Figur 3.3: Fordeling av fjernkjøling til isvannskurser i undersentralen på Østfold Sykehus Kalnes.

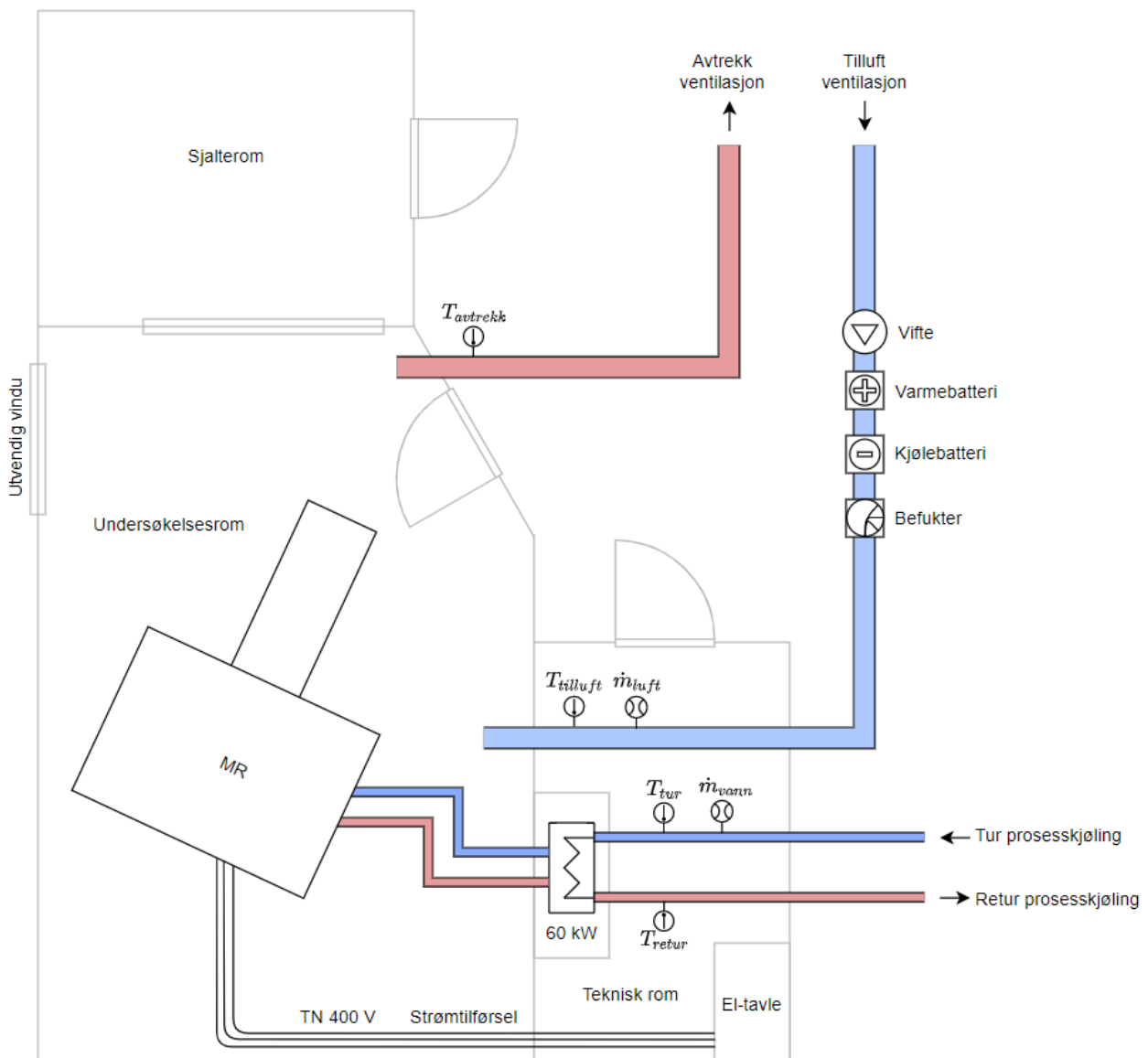
Prosesskjølekursen fordeles videre til ulike avdelinger i bygget, hvor ett av avstikkene går til kjøling av bildiagnostisk utstyr. I henhold til prosjekttegninger er summen av kjøling som går til varmevekslere og viftekonvektorer i dette avstikket 170,5 kW. Herunder er det to 60 kW varmevekslere tilknyttet MR-maskinene og 50,5 kW fordelt på viftekonvektorer rundt om på avdelingen. Gjennom samtaler er det dog avdekket at det er etterinstallert flere viftekonvektorer i senere tid, så den reelle kapasiteten er ukjent.

3.4 Systemskisse MR

Sykehusets to MR-maskinene er lokalisert vegg til vegg i samme avdeling. Figur 3.4 viser en forenklet skisse av ventilasjon, prosesskjøling og strømtilførsel til en av maskinene. Utformingen av rommene og de tekniske systemene er forholdsvis like, så skissen er representativ for begge maskinene. Strømtilførselen til maskinen måles i el-tavlen, som er plassert i det tekniske rommet ved siden av undersøkelsesrommet. Varmen fra maskinen ledes ut til det tekniske rommet ved hjelp av en intern kjølekrets, og overføres deretter til prosesskjølingen via en 60 kW varmeveksler. Den interne kjølekretsen mellom maskinen og varmeveksleren består i realiteten av flere kurser som kjøler ned ulike komponenter i maskinen, men er forenklet til en enkelt kurs i tegningen. Vannmengden i prosesskjølekursen måles manuelt i en TA-ventil i målepunktet angitt med \dot{m}_{vann} i skissen. Temperaturene logges direkte til SD-anlegget fra målepunktene angitt med T_{tur} og T_{retur} . Målemetodene forklares videre i kapittel 4.

Ventilasjonsluften til MR-rommet tilføres fra hovedkanalen i avdelingen. I tilluftskanalen

er det installert en vifte som regulerer luftmengden til undersøkelsesrommet, og temperaturen reguleres av kjøle- og varmebatterier. Det er også installert en befukter som regulerer den relative luftfuktigheten i rommet. Luftmengden måles manuelt i målepunktet angitt med \dot{m}_{luft} i skissen, og antas å være konstant gjennom døgnet. Temperaturene i tilluft og avtrekk logges direkte til SD-anlegget fra målepunktene angitt med $T_{tilluft}$ og $T_{avtrekk}$. Avtrekkstemperaturen er representativ for romtemperaturen, og er styrende for pådraget til varme- og kjølebatteriet.



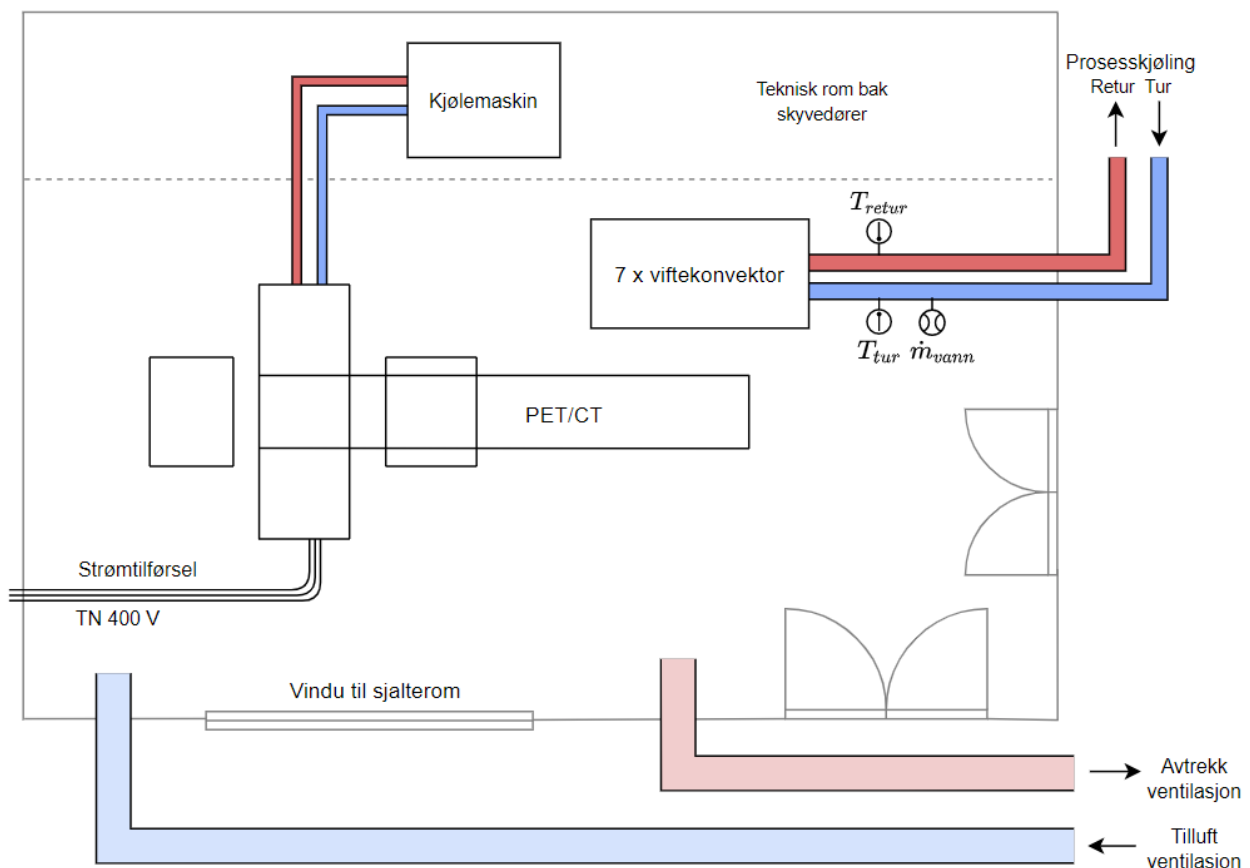
Figur 3.4: Forenklet skisse av strømtilførsel, prosesskjøling og ventilasjon til MR. Posisjonering av tekniske anlegg er ikke eksakt.

I undersøkelsesrommet er det et yttervindu, som medfører at eventuell solstråling gir økt varmetilskudd til rommet. Ytterveggen er dog orientert mot nordvest, så den direkte solstrålingen

vil hovedsaklig inntreffe på sene midtsommerkvelder. Effektbehovet til maskinen antas å være uavhengig av ytre påvirkningsfaktorer.

3.5 Systemkisse PET/CT

Sykehusets eneste PET/CT er lokalisert midt i bygget, på samme avdeling som MR-maskinen. I figur 3.5 vises teknisk skisse for strømtilførsel, prosesskjøling og ventilasjon. Til kjøling har maskinen en egen kjølemaskin, som fjerner overskuddsvarmen. Denne varmen slippes så ut i luften, hvor deretter 7 viftekonvektorer og ventilasjon kjøler ned luften. Prosesskjølingen til dette rommet brukes til å hente varme fra viftekonvektorene. Målepunktene for vannmengde, turtemperatur og returtemperatur er angitt med \dot{m}_{vann} , T_{tur} og T_{retur} . Vannmengden måles i en TA-ventil, og temperaturene måles ved å plassere temperaturfølere inntil røroverflaten. Ventilasjonskjølingen blir ikke målt i dette tilfellet.



Figur 3.5: Forenklet skisse av strømtilførsel, prosesskjøling og ventilasjon til PET/CT. Posisjonering av tekniske anlegg er ikke eksakt.

4 MÅLEUTSTYR OG METODER

I oppgaven måles det på 2 MR-maskiner, en PET/CT, en CT og en røntgenmaskin. Tabell 4.1 viser hvordan måledata for strømtilførsel, prosesskjøling og ventilasjonskjøling er innhentet i tilknytning til de ulike maskinene. I tillegg måles det på et avstikk fra hovedtilførselen til prosesskjøling i undersentralen, som dekker hele avdelingen med bildediagnostisk utstyr. Detaljer om måleapparater og metoder beskrives utover i kapittelet.

Tabell 4.1: Benyttede måleapparater til innhenting av datagrunnlag for oppgavens måleobjekter.

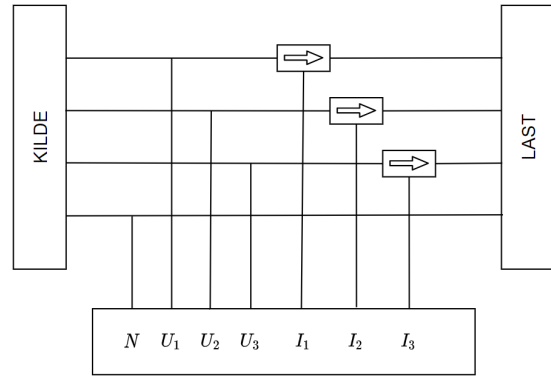
Maskin	Strømtilførsel	Prosesskjøling	Ventilasjonskjøling
2 x MR	Hioki 3169 nettanalysator	Vannmengde: TA-Scope Temperaturer: fra SD-anlegg	Luftmengde: Anemometer Temperaturer: fra SD-anlegg
PET/CT	Hioki 3169 nettanalysator	Vannmengde: TA-Scope Temperaturer: TA-Scope	-
CT	Hioki 3169 nettanalysator	-	-
Røntgen	Effektmeter fra NMBU	-	-

4.1 Logging av elektrisk effekt

Alle måleobjektene i oppgaven er tilkoblet 400 V TN-nett, som medfører at det må måles på alle tre faser for å beregne den totale effekten. Til måling på MR, CT og PET/CT brukes en Hioki 3169 nettanalysator [36], som er avbildet i figur 4.1. Denne gir mulighet for å logge strøm, spenning, effekt og fasevinkel over tid. Nettanalysatoren kobles opp i maskinenes respektive el-tavler etter konfigurasjonen i figur 4.2, hvor strømmen måles i hver fase og spenningen måles mellom hver fase og nøytralleder. Loggeintervallet for målingene settes til ett sekund etter vurdering om at dette gir tilstrekkelig nøyaktighet for fremstilling av data og håndterlige datamengder. Apparatet beregner automatisk tilsynelatende, aktiv og reaktiv effekt som videre kan hentes ut på minnekort.



Figur 4.1: Hioki 3169 nettanalysator, hentet med tillatelse fra [36].



Figur 4.2: Tilkobling av nettanalysator til 400 V TN-nett i el-tavle.

Ved innstilling av nettanalysatoren spesifiseres det ønskede spennet for strøm og spenning. Siden alle maskinene er koblet til 400 V innstilles grenseverdien til 600 V, som er oppgitt å gi nøyaktige målinger i spennet fra 30 V til 660 V. Til måling av strøm brukes en strømtang med fast grenseverdi på 500 A. Her er det oppgitte spennet for nøyaktige målinger fra 25 A til 550 A. Under og over dette spennet er ikke nøyaktigheten sikker. Ifølge instruksjonsmanualen til Hioki [37] er det oppgitt en måleusikkerhet på $\pm 0,5$ %-rdg. $\pm 0,11$ %-f.s. for den målte aktive effekten inklusiv usikkerheten til strømtangen. Her står rdg. for avlest verdi og f.s. for innstilt grenseverdi. Ved måling på tre faser blir den innstilte grenseverdien 900 kW.

På bakgrunn av begrensninger i antall nettanalysatorer ble det også bygget et trefase effekt-meter ved NMBU til bruk i oppgaven. Denne ble brukt på røntgenapparatet med oppkobling i el-tavlene etter samme konfigurasjon som over. Strømtransformatorene til apparatet [38] har en måleusikkerhet på 1 % ved merkestrøm på 200 A, men den totale måleusikkerheten er ukjent.

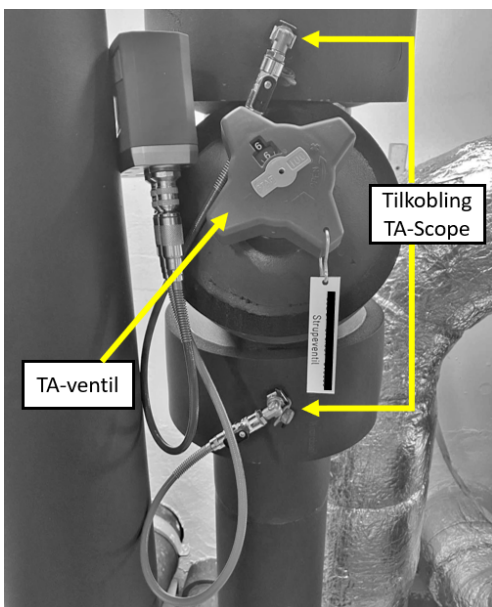
4.2 Logging av termisk effekt

For å beregne kjøleeffekten til prosesskjøling og ventilasjon er det nødvendig å gjøre målinger på vannmengder, luftmengder og temperaturforskjeller i inn- og utgående vannrør og ventilasjonskanaler. Forutsetningene for å utføre målingene er varierende, så det benyttes ulike fremgangsmåter for datainnsamling. Disse beskrives kort i avsnittene under.

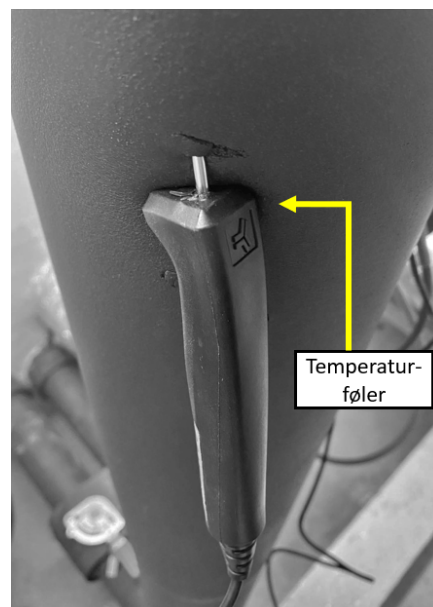
4.2.1 Prosesskjøling

Vannmengdene i prosesskjølekursene antas å være tilnærmet konstante, og måles enkeltvis ved bruk av TA-Scope, som er et måleinstrument fra IMI Hydronics [39]. TA-Scope brukes til å måle differansetrykk, vannmengde, temperatur og effekt i rørsystemer der det er fastmonterte TA-ventiler. TA-ventiler er strupeventiler som brukes til å justere differansetrykk og vannmengde. Figur 4.3 viser tilkoblingen av TA-Scope i koblingspunkter over og under ventilen. Vannmengden beregnes automatisk på bakgrunn av målt differansetemperatur og strupeinnstilling på ventilen.

Ved måling på prosesskursen til PET/CT og hovedkursen i undersentralen brukes TA-Scope også til å måle tur- og returtemperatur. Her finnes det ikke innganger for å måle direkte i vannstrømmen, så istedet måles overflatetemperaturen på rørene ved å stikke temperaturfølere innunder rørisolasjonen, som vist i figur 4.4. Her må det påses at følerene får så god kontakt med røroverflaten som mulig. Overflatetemperaturen er ikke representativ for den reelle vanntemperaturen, men differansetemperaturen mellom tur- og returstrøm skal i prinsippet være riktig. I følge brukermanualen har TA-scope en usikkerhet på 1 % ved måling av vannmengde og 0,2 °C usikkerhet ved temperaturmåling [40]. TA-Scope beregner effekten automatisk, og kan også logge måledata over tid. Tidsintervallet velges til 10 sekunder for å kunne samstille med kjøleeffekten som måles i tilknytning til MR-maskinene.



Figur 4.3: Tilkobling av TA-scope for måling av vannmengder.



Figur 4.4: Bruk av temperaturføler til å måle temperatur på røroverflate.

I avstikkene til MR-rommene er det innmontert temperatursensorer i rørene, som gir presise målinger av vanntemperaturene. Temperaturene overvåkes digitalt i sentraldriftsanlegget (SD-anlegg) i driftsentralen. I SD-anlegget settes det opp temperaturlogg, med minste mulige loggeintervall satt til 10 sekunder, og kjøleeffekten kan følgende beregnes på bakgrunn av de loggede temperaturene og den målte vannmengden. Usikkerheten i sensorenes temperaturmålinger er ukjent.

4.2.2 Ventilasjon

I ventilasjonskanalene er luftmengdene innregulert med faste hastigheter, så volumstrømmene antas å være konstante og måles kun en enkelt gang. Målingene foretas med et anemometer, Swema SWA 31 [41], som automatisk beregner gjennomsnittlig luftmengde over et tverrsnitt i et rett kanalstrekk. Måleusikkerheten er oppimot 3 %.

I likhet med temperaturene i prosesskursen til MR-maskinene er det også temperatursensorer i ventilasjonsanlegget som logger tillufts- og avtrekkstemperatur til SD-anlegget. Følgende kan også ventilasjonskjølingen beregnes på bakgrunn av loggede temperaturer og målt luftmengde.

4.3 Datagrunnlag og bearbeiding

Målingene fra maskinenes strømtilførsler har et loggeintervall på 1 sekund, mens målingene på prosesskjøling og ventilasjonskjøling har et loggeintervall på 10 sekunder. Dette betyr at i løpet av et døgn skapes det 86400 datapunkter fra strømtilførselen og 8640 datapunkter for termisk effekt. For å prosessere datamengdene brukes programmet Origin Pro 2021b fra Origin Lab til grafiske fremstillinger og statistisk analyse.

Avslutningsvis gjøres det en sammenlikning av maskinenes effektavregninger ved 60-, 15- og 5-minutters intervaller. Til dette benyttes Python for å iterere gjennom datasettene, slik at alle potensielle variasjoner avdekkes.

5 RESULTATER

5.1 Elektriske laster og kjøleeffekt

I dette delkapittelet presenteres de målte effektene fra strømtilførselen til bildediagnostisk utstyr, samt kjøleeffekt fra prosesskjøling og ventilasjon. Det er følgende gjort målinger på to ulike MR-maskiner, en CT, en PET/CT og en røntgen-maskin.

5.1.1 MR 1: Siemens magnetom Skyra 3.0 T

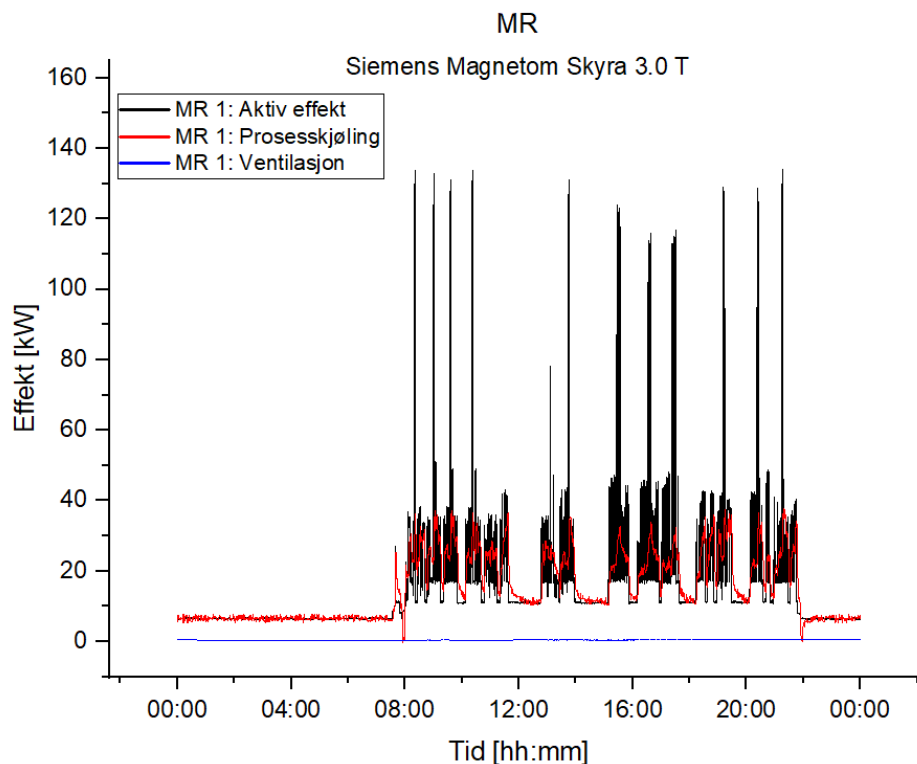
Siemens Magnetom Skyra 3.0 T er sykehusets kraftigste MR-maskin, og er i forkant av måleperioden forventet å ha de høyeste effekttoppene og den største varmeavgivelsen. For å sammenlikne måledata med maskinens spesifikasjoner er et utdrag av relevant informasjon fra databladet presentert i tabell 5.1. Her fremkommer det at merkeeffekten for strømtilførselen er 84 kVA og maks varmeavgivelse til prosesskjølingen er 60 kW.

Tabell 5.1: MR 1 - Utdrag av verdier hentet fra datablad [42].

MR 1	Siemens Magnetom Skyra 3.0 T	
Strømtilførsel	Spenning:	400 V
	Merkeeffekt:	84 kVA
Typisk forbruk	System off:	6,1 kW
	System ready to measure:	9,6 kW
	Scan:	25,4 kW
Væskeskjøling	Vannmengde:	100 l/min \pm 10 l/min
	Varmeavgivelse:	60 kW

Datagrunnlaget for det elektriske effektbehovet til maskinen består av målinger hvert sekund fra onsdag 15.09.21 til mandag 20.09.21. Kjøleeffekten fra prosesskjøling og ventilasjon beregnes med likning 2.7 på bakgrunn av konstante vann- og luftmengder og loggede temperaturer i SD-anlegget. Vannmengden i prosesskjølekursen måles til 142,8 l/min og luftmengden i tilluftskanalen måles til 750 m³/h. Temperaturene har et loggeintervall på 10 sekunder. Fremstilling av full måleperiode med aktiv effekt, prosesskjøling og ventilasjon vises i figur A.1 i vedlegg A.1. Det er videre valgt å basere resultatene på måledata fra torsdag 16.09.21, etter vurdering om at lastprofilen denne dagen er representativ for en typisk hverdag gjennom måleperioden.

Figur 5.1 viser aktiv effekt fra maskinen sammen med prosesskjøling og ventilasjonskjøling i løpet av det utvalgte døgnet. Undersøkelsene starter kl. 08 om morgenen og avsluttes omtrent kl. 22 om kvelden. Utenom driftstiden er effektbehovet stabilt i underkant av 7 kW, som stemmer godt overens med oppgitt typisk forbruk i ”off-mode”. Gjennomsnittlig varighet av en undersøkelse denne dagen er ca 27 minutter, og i løpet av undersøkelsene er det store sekvensielle variasjoner. Det kan observeres at den aktive effekten har store kortvarige toppen, men med unntak av de største toppene følger prosesskjølingen variasjonene godt. Ventilasjonskjølingen ligger stabilt gjennom hele døgnet og er tilsynelatende upåvirket av varmeavgivelsen fra maskinen.



Figur 5.1: MR 1 - Aktiv effekt, prosesskjøling og ventilasjonskjøling gjennom ett døgn, torsdag 16.09.21. Aktiv effekt er logget hvert sekund, prosesskjøling og ventilasjonskjøling er logget hvert 10. sekund.

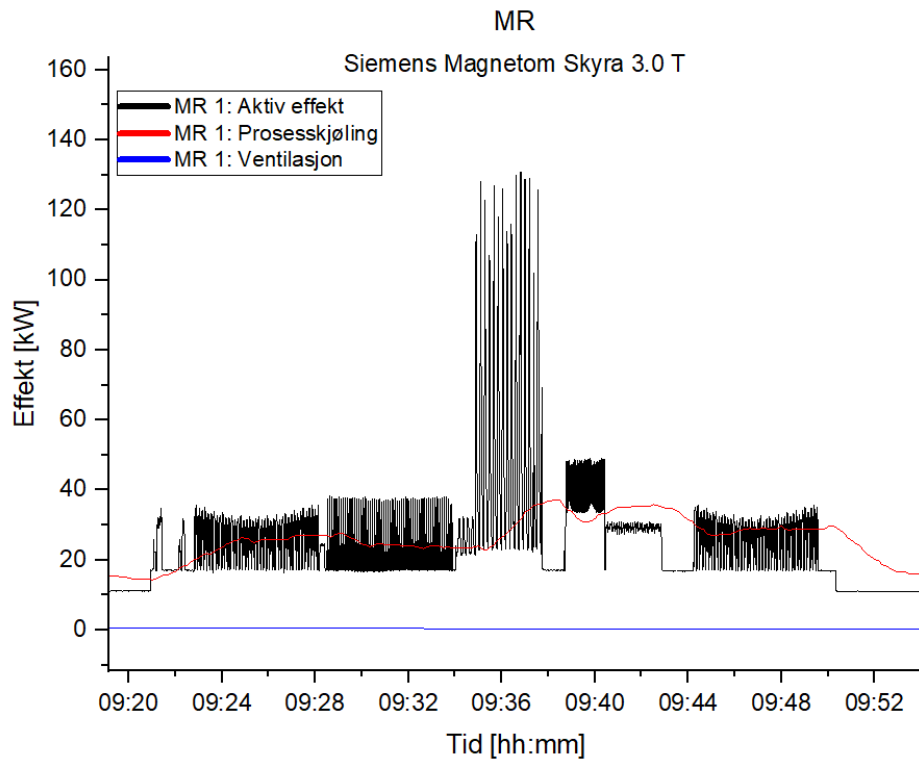
I tabell 5.2 er det hentet ut verdier for maks effekt, gjennomsnittlig effekt, standardavvik og energi med utgangspunkt i målingene i inneværende døgn. Fra databladet er det oppgitt at strømtilførselen har en nominell effekt på 84 kVA, men målingene viser en langt større effekt på 137,0 kVA. I det samme datapunktet er den aktive effekten 134,0 kW, som betyr at effekt faktoren er tilnærmet 1 når det trekkes høy effekt. Prosesskjølingen er prosjektert til 60

kW i henhold til produsentens datablad, men maks kjøleeffekt måles kun til 37,7 kW. I løpet av døgnet er det tilnærmet energibalanse mellom strømtilførselen og prosesskjølingen, som i praksis betyr at all varmeavgivelse fra maskinen ledes bort av prosesskjølingen. Kjøleenergien overstiger med 3,5 %, men det antas at dette skyldes måleusikkerhet. Ventilasjonsskjølingen har en maks effekt på kun 0,6 kW og et lavt standardavvik, som viser at det går svært lite varme fra maskinen og ut til luften i rommet.

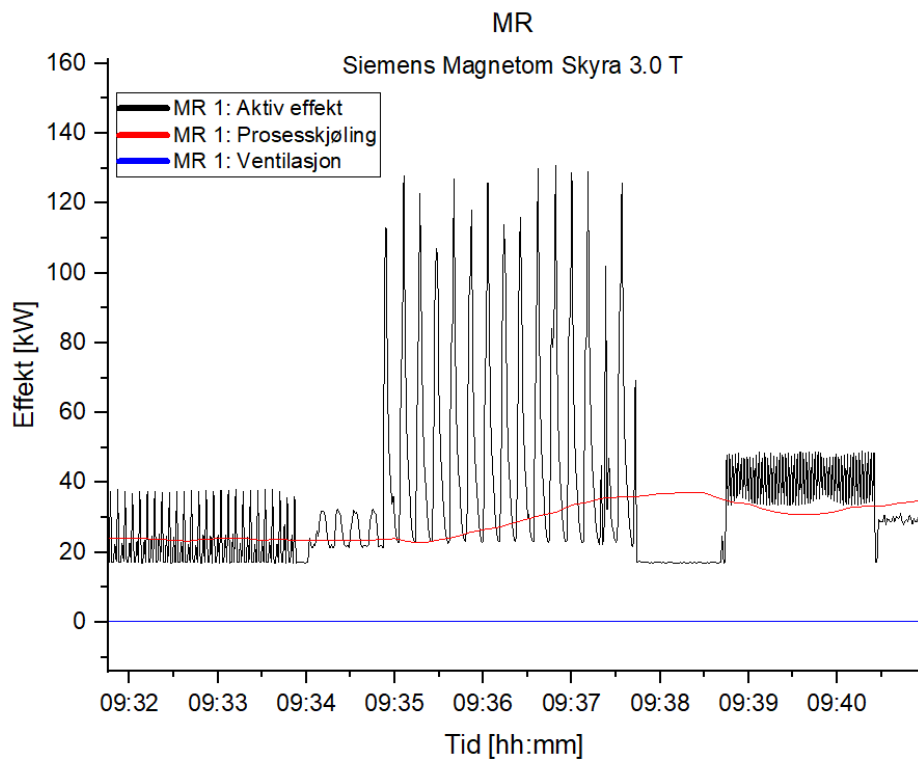
Tabell 5.2: MR 1: Sammendrag av måleverdier torsdag 16.09.21.

MR 1	Maks effekt [kW]	Gjennomsnitt [kW]	Standardavvik [kW]	Energi [kWh/d]
Strømtilførsel	134,0 (137,0 kVA)	14,5	11,5	347,6
Prosesskjøling	37,7	15,0	9,0	359,8
Ventilasjonsskjøling	0,6	0,4	0,1	9,7

Figur 5.2 viser et eksempel på hvordan effektbehovet varierer gjennom en enkelt medisinsk undersøkelse. Undersøkelsen er oppstykket i sekvenser, der hver sekvens sammenfaller med bildetakingen av et bestemt område av kroppen. I henhold til beskrivelsen av effektbehovet i maskinens moduser fra figur 2.7, bestemmes effekten i "scan mode" av hvor sterke gradient-signaler og RF-bølger som maskinen lager i øyeblikket. Det vises her at den aktive effekten har store og umiddelbare endringer, men som kurven til prosesskjølingen viser, blir varmeavgivelsen jevnet ut over flere minutter. Prosesskjølingen har følgende et jevnt etterslep på grunn av den termiske tregheten i systemet. I vedlegg A.1 er det lagt ved ytterligere eksempler på effektvariasjoner i ulike undersøkelser. I figur 5.3 er det forstørret inn på et par sekvenser fra inneværende undersøkelse, og fra den kraftigste sekvensen vises det at den aktive effekten varierer stort fra et datapunkt til et annet. De høyeste toppene har en varighet på kun 1-2 sekunder. Dette gjør at den gjennomsnittlige effekten i løpet av sekvensen blir langt lavere enn det fremstår ved lavere dataoppløsning.

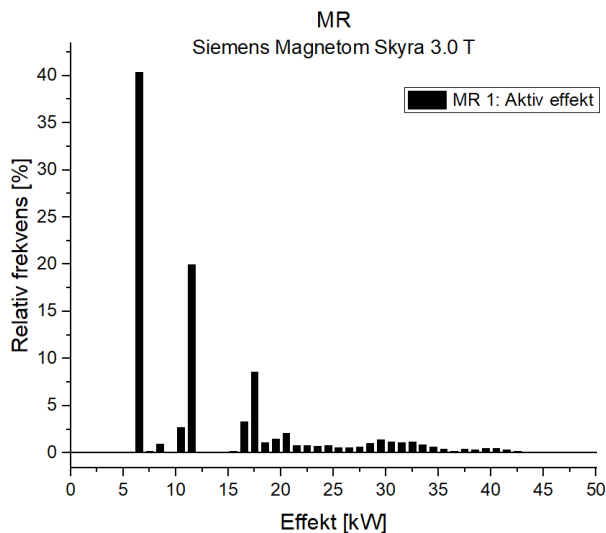


Figur 5.2: MR 1 - Effektvariasjoner gjennom en undersøkelse. Aktiv effekt er logget hvert sekund, proseskjøling og ventilasjonskjøling er logget hvert 10. sekund.

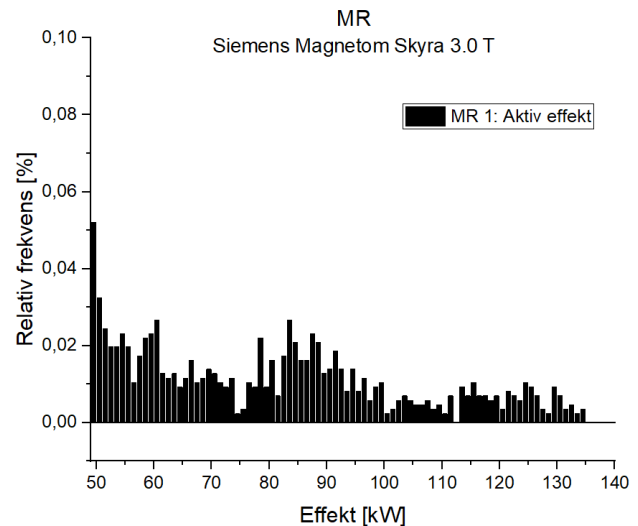


Figur 5.3: MR 1 - Effektvariasjoner i sekvenser. Aktiv effekt er logget hvert sekund, proseskjøling og ventilasjonskjøling er logget hvert 10. sekund.

Videre undersøkes det hvor stor andel av datapunktene som inntreffer i hvert 1 kW intervall fra null til maks effekt. Figur 5.4 viser frekvensfordelingen av målinger under 50 kW, hvor det fremkommer at omtrent 40 % av målingene er i maskinens ”off-mode” mellom 6 og 7 kW. Under 6 kW finnes det ingen målepunkter. Neste ansamling av målepunkter er i området rundt 12 kW, som utgjør ca 20 % av målingene. Det antas at dette tilhører maskinens ”ready-to-scan mode”. Hele 99,06 % av målingene er under 50 kW, hvilket betyr at de store effekttoppene inntreffer svært sjeldent. Andelen av de store effektene er ikke observerbare i førstnevnte figur, så frekvensfordelingen av effekter over 50 kW vises videre i figur 5.5. Merk at intervallet på y-aksen er mye mindre i denne figuren. Frekvensen av samtlige målinger over 50 kW utgjør mindre enn 0,1 % enkeltvis, og summen av målinger som overstiger 100 kW er i underkant av 0,2 % totalt.



Figur 5.4: MR 1 - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall fra 0-50 kW.



Figur 5.5: MR 1 - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall over 50 kW.

5.1.2 MR 2: Siemens magnetom Aera 1.5 T

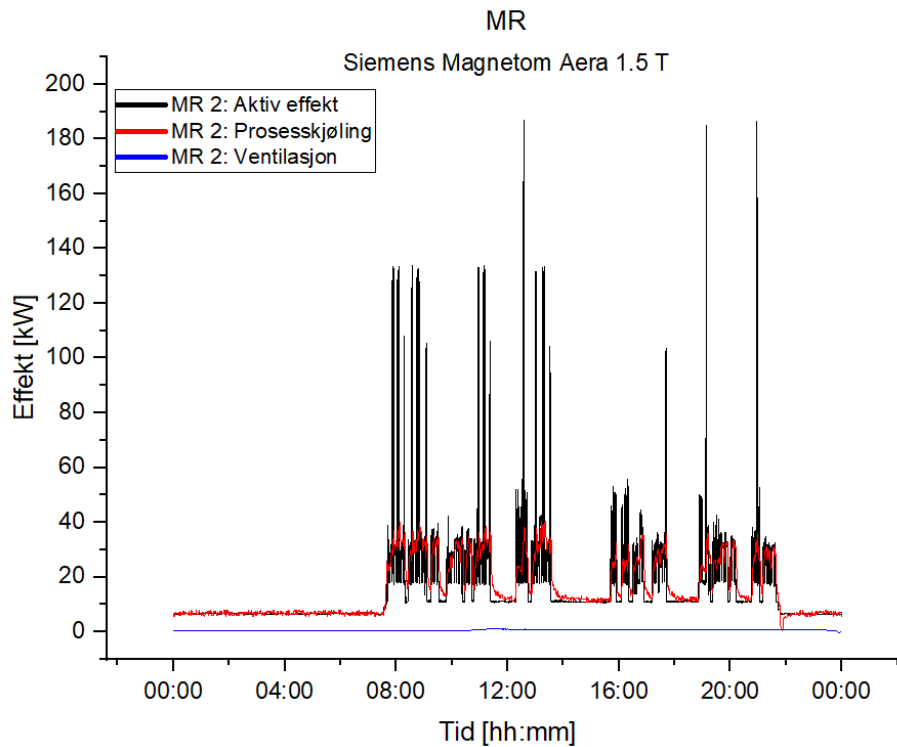
Siemens Magnetom Aera 1.5 T er sykehusets svakeste MR-maskin, grunnet i at magnetfeltet har halvparten av styrken til Siemens Magnetom Skyra. Det er derfor forventet i forkant at maskinen har lavere effektbehov og varmeavgivelse. For å sammenlikne måledata med maskinens spesifikasjoner er de relevante verdiene fra databladet presentert i tabell 5.3. Her fremkommer det at maskinens merkeeffekt er 88 kVA og maks varmeavgivelse til prosesskjølingen er 60 kW.

Tabell 5.3: MR 2 - Utdrag av verdier hentet fra datablad [43].

MR 2	Siemens Magnetom Aera 1.5 T	
Strømtilførsel	Spenning:	400 V
	Merkeeffekt:	88 kVA
Typisk forbruk	System off:	6,1 kW
	System ready to measure:	9,3 kW
	Scan:	22,5 kW
Væskekjøling	Vannmengde:	100 l/min \pm 10 l/min
	Varmeavgivelse:	60 kW

Datagrunnlaget for denne maskinen er innhentet for tilsvarende måleperiode og samme grunnlag som MR 1. Vannmengden i prosesskjølekursen måles her til 138,6 l/min og luftmengden i tilluftskanalen måles til 850 m³/h. Full måleperiode for aktiv effekt, prosesskjøling og ventilasjonskjøling vises i figur A.5 i vedlegg A.2. Videre tas det også her utgangspunkt i målinger fra torsdag 16.09.21 som vurderes å være representativt for en typisk hverdag.

Figur 5.6 viser aktiv effekt, prosesskjøling og ventilasjonskjøling fra det utvalgte døgnet. Maskinen starter opp ca kl 07:40 og skrur av ca kl 21:40. Tilsvarende MR 1 er effektbehovet i "off-mode" stabilt i underkant av 7 kW, og gjennom de medisinske undersøkelsene er det store sekvensielle variasjoner. Undersøkelsene denne dagen har en gjennomsnittlig varighet på omtrent 25 minutter. Det kan tydelig observeres at den aktive effekten har store effekttopper, og prosesskjølingen følger variasjonene godt med unntak av de største toppene. Ventilasjonskjølingen er også her tilsynelatende upåvirket av maskinenes varmeavgivelse i løpet av døgnet.



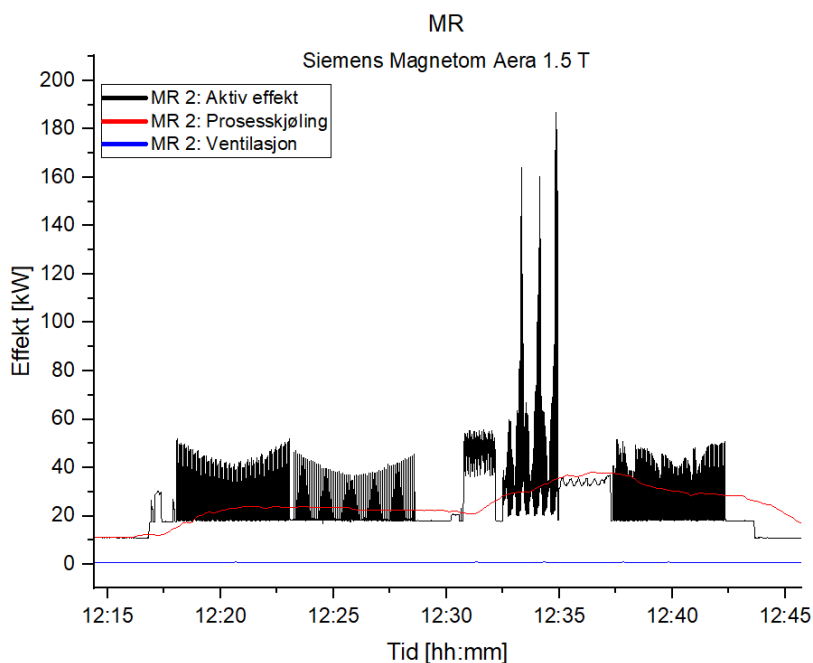
Figur 5.6: MR 2 - Aktiv effekt, prosesskjøling og ventilasjon gjennom ett døgn, torsdag 16.09.21. Aktiv effekt er logget hvert sekund, prosesskjøling og ventilasjonskjøling logget hvert 10. sekund.

Tabell 5.4 viser maks effekt, gjennomsnittseffekt og energi fra målingene i inneværende døgn. Fra databladet er merkeeffekten oppgitt til 88 kVA, men den maksimale målte effekten er 190,5 kVA. Dermed overstiger den målte effekten den oppgitte effekten i stor grad, og den overstiger også makseffekten til MR 1. Den aktive effekten i samme datapunkt er 186,8 kW. Kjøleeffekten fra prosesskjølekursen har en topp på 40,6 kW, som betyr at varmeavgivelsen er større fra denne maskinen. I løpet av døgnet overskyter energien i prosesskjølekursen varmeavgivelsen fra MR-maskinen med 6,3 %, men det antas at dette skyldes måleusikkerhet, og at det i praksis er energibalanse mellom væskekjølingen og varmeavgivelsen. Ventilasjonskjølingen har en makseffekt på 1,0 kW, og viser at kjøleeffekten fra ventilasjonsanlegget er neglisjerbar sammenlignet med prosesskjølingen.

Tabell 5.4: MR 2: Sammendrag av måleverdier torsdag 16.09.21.

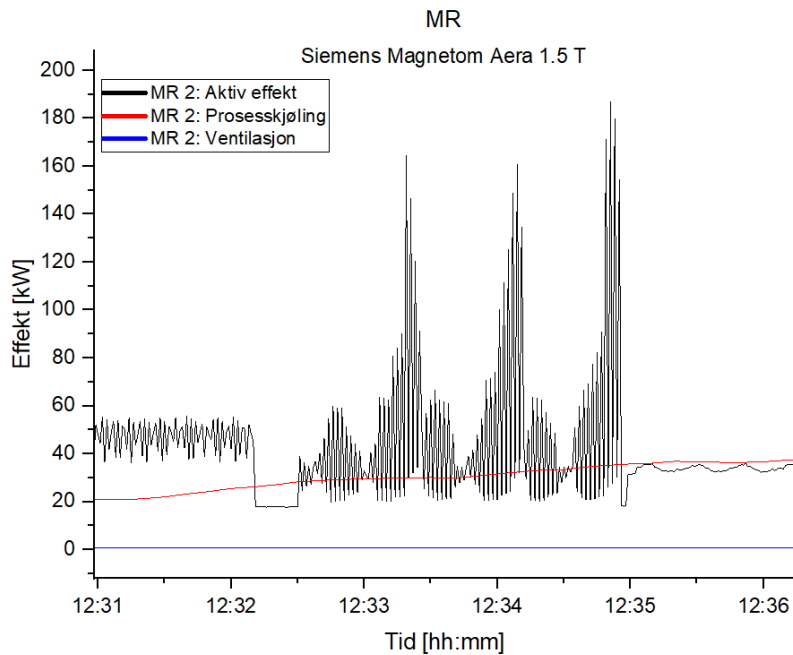
MR 2	Maks effekt [kW]	Gjennomsnitt [kW]	Standardavvik [kW]	Energi [kWh/d]
Strømtilførsel	186,8 (190,5 kVA)	14,7	12,2	352,1
Prosesskjøling	40,6	15,6	9,9	374,1
Ventilasjonskjøling	1,0	0,6	0,2	14,8

Figur 5.7 viser effektvariasjonene i løpet av en enkelt undersøkelse, hvor det observeres at det er gjennomgående store variasjoner mellom de ulike sekvensene. Sekvensene i en undersøkelse avhenger av hvilket område av kroppen det tas bilde av og hvor sterke RF-bølger og gradient-signaler maskinen lager i øyeblikket. Tilsvarende MR 1 er det et tydelig etterslep mellom de momentane variasjonene til den aktive effekten og prosesskjølingen. Etter at en sekvens er ferdig tar det lang tid før all varme er ledet bort.



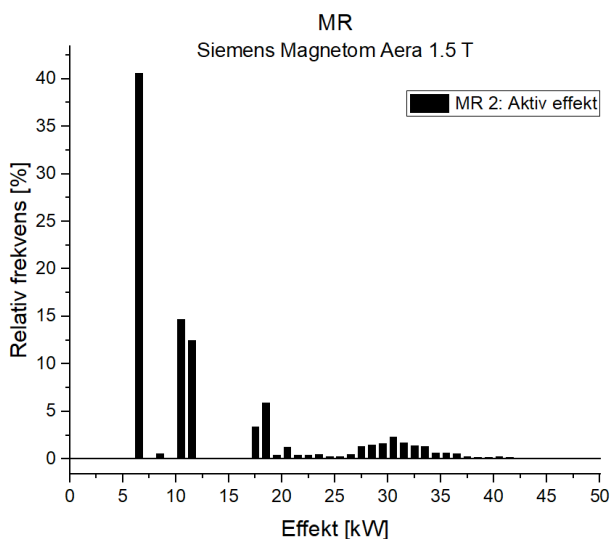
Figur 5.7: MR 2 - Effektvariasjoner gjennom en hel undersøkelse. Aktiv effekt er logget hvert sekund, prosesskjøling og ventilasjonskjøling er logget hvert 10. sekund.

I figur 5.8 forstørres det videre inn på sekvensen med de høyeste effekttoppene, hvor det observeres at effekten bygger seg opp periodevis. Snittet av målingene i sekvensen er mye lavere enn makseffekten siden den aktive effekten varierer stort fra datapunkt til datapunkt.

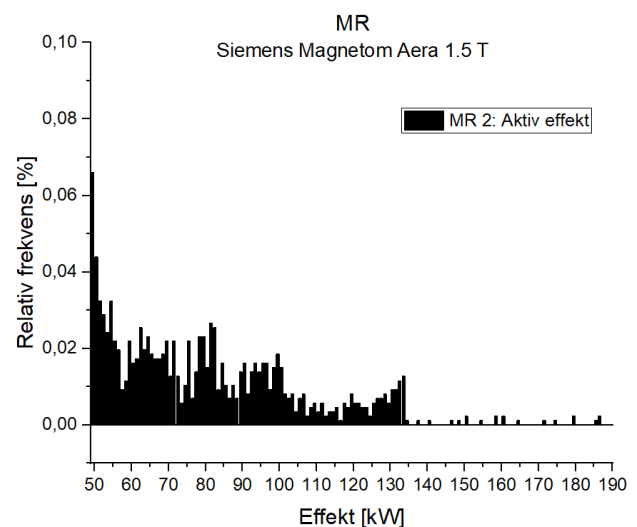


Figur 5.8: MR 2 - Effektvariasjoner i sekvenser. Aktiv effekt er logget hvert sekund, proseskjøling og ventilasjonskjøling er logget hvert 10. sekund.

Figur 5.9 viser fordelingen av målinger i hvert 1 kW intervall under 50 kW fra datasettet torsdag 16.09.21. I likhet med MR 1 fremkommer det også her at ca 40 % av målingene er i maskinens "off-mode" mellom 6 og 7 kW. Deretter er rundt 25 % av målingene i maskinens "ready-to-scan mode" mellom 10 og 12 kW. 98,8 % av målingene er under 50 kW, som også her tyder på at de store effekttoppene inntreffer svært sjeldent. Frekvensen av målingene over 50 kW vises i figur 5.10, hvor det kun er 0,2 % som overstiger 100 kW også i dette tilfellet.



Figur 5.9: MR 2 - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall fra 0-50 kW.



Figur 5.10: MR 2 - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall over 50 kW.

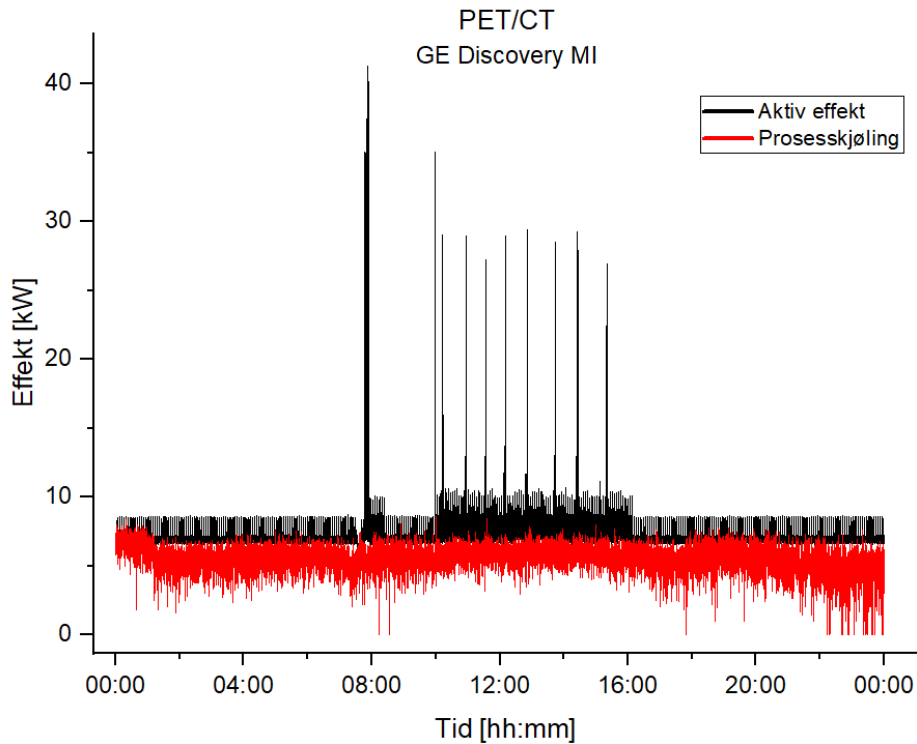
5.1.3 PET/CT: GE Discovery MI

GE Discovery MI er sykehusets eneste PET/CT, og er plassert på samme avdeling som MR-maskinene. For å sammenlikne måledata med maskinens spesifikasjoner er et utdrag av relevante verdier fra databladet listet opp i tabell 5.5. Det fremkommer her at maks effekt er 150 kVA, og maks varmeavgivelse til undersøkelsesrommet og teknikkrommet er henholdsvis 7,6 kW og 8,7 kW. Dette betyr at kjølemaskinen, som er plassert i teknikkrommet, distribuerer vekk litt over halvparten av den totale varmeavgivelsen.

Tabell 5.5: PET/CT: Utdrag av verdier hentet fra datablad [22].

PET/CT	GE Discovery MI	
Strømtilførsel	Spenning:	400 V
	Maks effekt:	150 kVA
Varmeavgivelse	Undersøkelsesrom:	7,6 kW
	Teknikkrom:	8,7 kW

Den aktive effekten til maskinen er målt over en periode på to døgn, fra mandag 06.09.21 til onsdag 08.09.21. Full måleperiode er vist i figur A.9. Det er kun ett helt døgn med fullstendig måledata, så videre resultater baseres på målingene fra tirsdag 09.09.21. Det er i tillegg målt på den vannbårne prosesskjølekursen til rommet som tilsammen dekker 7 viftekonvektorer. I figur 5.11 vises aktiv effekt og prosesskjøling gjennom det ene døgnet, og det kan observeres at utenom effekttoppene varierer effektbehovet jevnt i området mellom 7 og 10 kW. Den største effekttoppen inntreffer tidlig om morgenen når sykehuspersonellet starter opp maskinen. Undersøkelsene dette døgnet starter opp ca kl 10 og avsluttes ca kl 16, og i hver undersøkelse er det en kortvarig effekttopp som når mellom 27 og 35 kW. Kjøleeffekten ligger tydelig under den aktive effekten hele døgnet, som tilsier at det ikke er energibalanse.



Figur 5.11: PET/CT - Aktiv effekt og kjøleeffekt fra viftekonvektorer, tirsdag 07.09.21. Aktiv effekt er logget hvert sekund, prosesskjøling er logget hvert 10. sekund.

Tabell 5.6 viser statistiske verdier for effektbehovet og prosesskjøling i inneværende døgn. Her fremkommer det at det maksimale effektbehovet er langt lavere enn den oppgitte effekten fra databladet. Den aktive effekten har en gjennomsnittlig effekt på 7,4 kW, mens prosesskjølingen kun dekker 5,6 kW. Dette betyr at ventilasjonskjølingen i teorien må dekke differansen mellom disse, som i snitt er 1,8 kW.

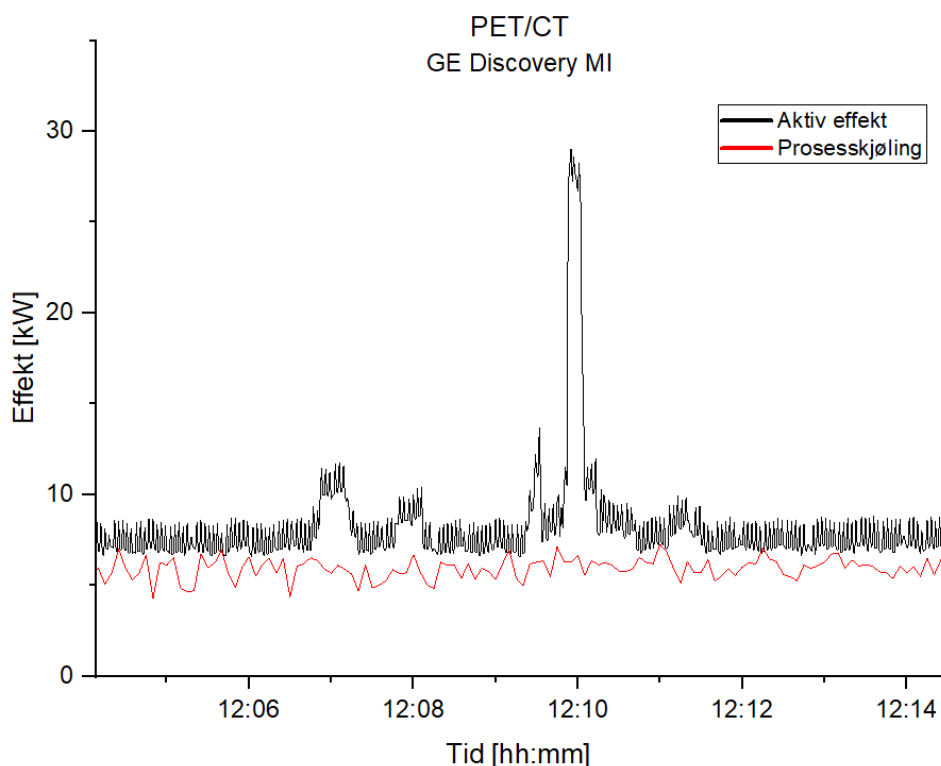
Tabell 5.6: Sammendrag av måleverdier for GE Discovery MI tirsdag 07.09.21

PET/CT	Maks effekt [kW]	Gjennomsnitt [kW]	Standardavvik [kW]	Energi [kWh/d]
Strømtilførsel	41,3 (42,0 kVA)	7,4	1,3	177,6
Prosesskjøling	8,6	5,6	0,9	134,4

Etter samtale med driftsentralen [35] er ventilasjonsanlegget innregulert med en tilluftsmengde på 720 m³/h og en avtrekksmengde på 787 m³/h, som betyr at det er konstant undertrykk i rommet. For å opprettholde massebalanse må luft fra omkringliggende rom trekke inn. Der- som det antas at avtrekkstemperaturen og temperaturen i omkringliggende rom er lik, kan

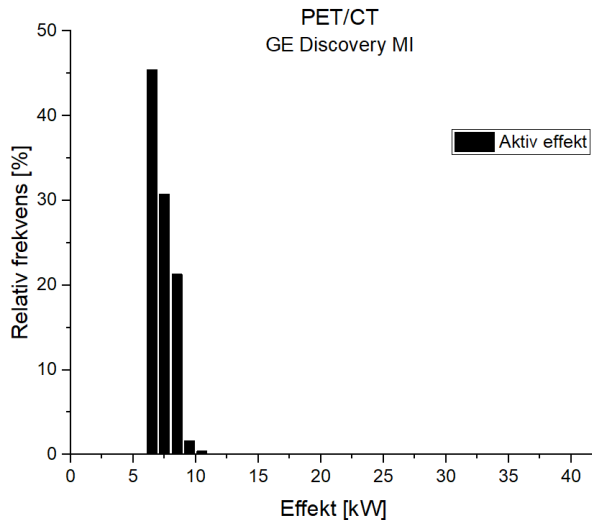
kjøleeffekten beregnes med bakgrunn i tilluftsmengden alene. Med en volumstrøm på 720 m³/h og en kjøleeffekt på 1,8 kW må temperaturdifferansen derav være 7,4 °C i snitt.

I figur 5.12 er det forstørret inn på en enkelt sekvens i en undersøkelse. Her observeres det en hovedtopp som varer i ca 15 sekunder, og i forkant er det et par små topper med lavere effekt. Toppene skyldes CT-funksjonens dannelse av røntgenstråler. Dette mønsteret er gjennomgående i alle undersøkelsene denne dagen. Kjøleeffekten har små variasjoner hele døgnet, men det er ingen synlig korrelasjon med den aktive effekten.

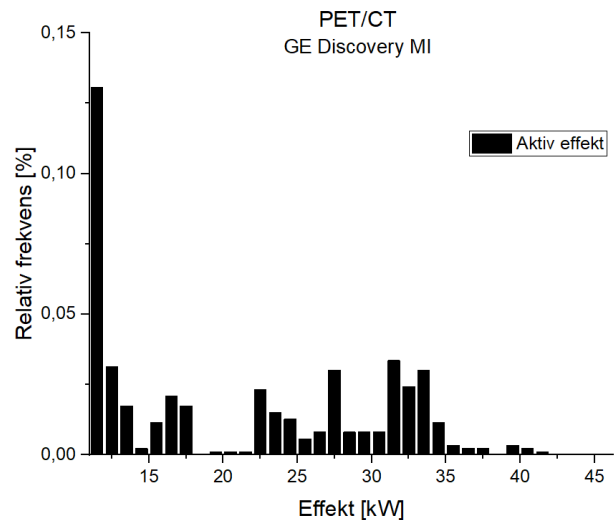


Figur 5.12: PET/CT - Aktiv effekt og kjøleeffekt i en enkelt undersøkelse. Aktiv effekt er logget hvert sekund, prosesskjøling er logget hvert 10. sekund.

Figur 5.13 viser frekvensen av målinger i hvert 1 kW intervall. 99,5 % av målingene ligger i området mellom 6 og 10 kW, så det må forstørres for å synliggjøre frekvensen av de andre målingene. I figur 5.14 vises frekvensen av målingene fra 11 kW og opp, der frekvensen i omtrent alle effektintervallene ligger under 0,05 %. Merk at y-aksen viser frekvensen fra 0,00 til 0,15 %.



Figur 5.13: PET/CT - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall fra 0-42 kW.



Figur 5.14: PET/CT - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall over 10 kW.

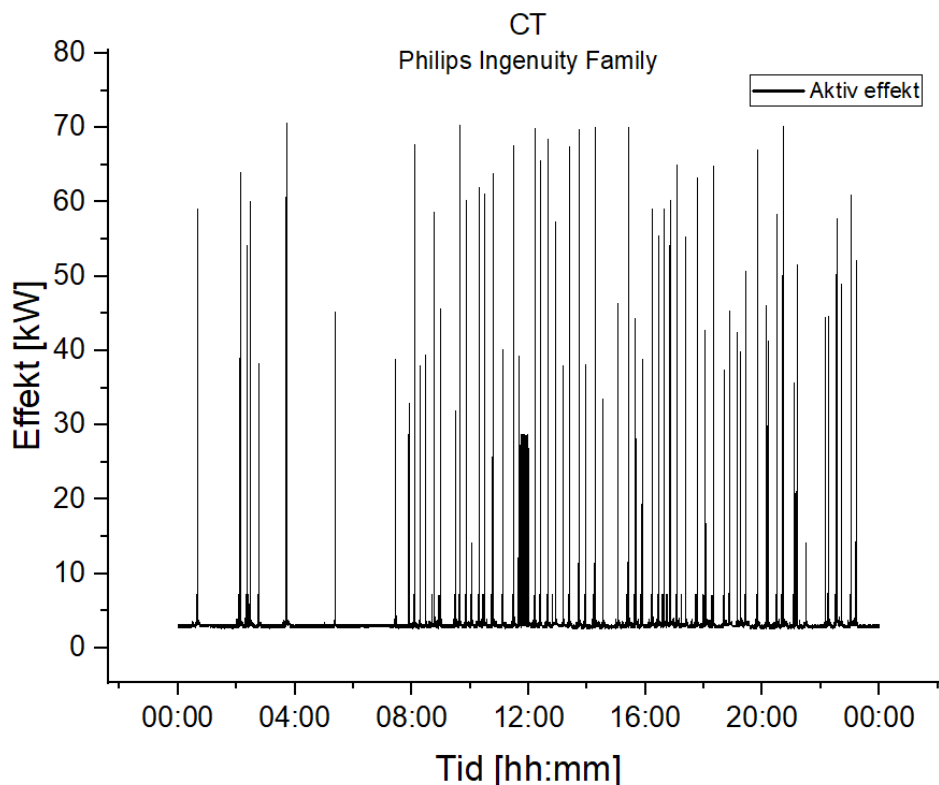
5.1.4 CT: Philips Ingenuity Family

Philips Ingenuity Family er én av 3 CT-maskiner på sykehuset, hvorav denne og en til befinner seg på akuttavdelingen. For å sammenlikne måledata med maskinens spesifikasjoner er et utdrag av relevante verdier fra databladet listet opp i tabell 5.7. Her vises det at maskinens makseffekt er 110 kVA.

Tabell 5.7: CT: Utdrag av verdier hentet fra datablad [44].

CT	Philips Ingenuity Family
Strømtilførsel	Spennning: 400 V
	Maks effekt: 110 kVA

Den aktive effekten er målt gjennom to perioder, hvilket er fremstilt i figur A.10 og A.11 i vedlegg A.4. For denne maskinen er det ikke målt på tilhørende kjøling fra viftekonvektorer eller ventilasjon. I figur 5.15 vises effektbehovet i løpet av torsdag 09.09.21, som vurderes å være et døgn med en representativ lastprofil. Det observeres her at bunnlasten ligger jevnt rundt 3 kW og at det inntreffer store kortvarige effekttopper sporadisk gjennom døgnet. At det inntreffer effekttopper i løpet av natten forklares med at maskinen tilhører akuttavdelingen, der det gjennomføres undersøkelser hele døgnet. Rundt lunsjtider er det en større konsentrasjon av høye effekter, som også går igjen i måledataene de andre døgnene.



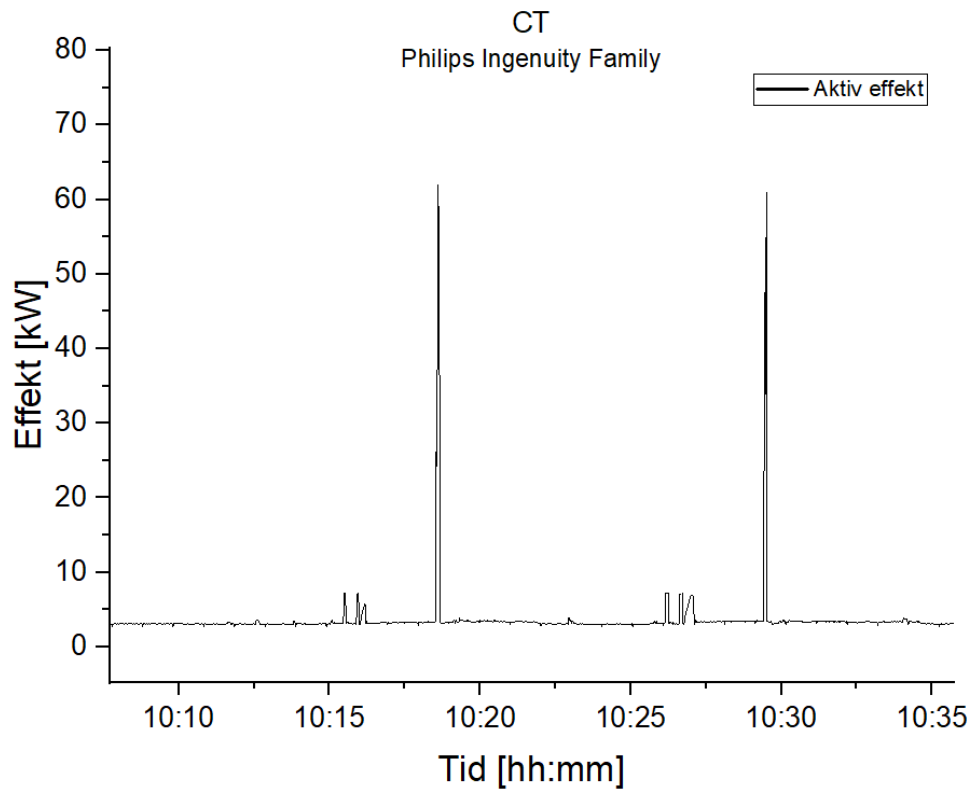
Figur 5.15: CT - Aktiv effekt gjennom ett døgn, torsdag 09.09.21, med loggeintervall på 1. sekund.

Tabell 5.8 viser statistiske verdier for effektbehovet gjennom inneværende døgn, hvor det fremkommer at maks effekt er 71,2 kVA. Dette er mye lavere enn den oppgitte effekten fra databladet på 110 kVA. I samme datapunkt er den aktive effekten 70,6 kW. Standardavviket er kun 3,5 kW, hvilket betyr at de store effektene har kort varighet.

Tabell 5.8: CT: Sammendrag av måleverdier torsdag 09.09.21.

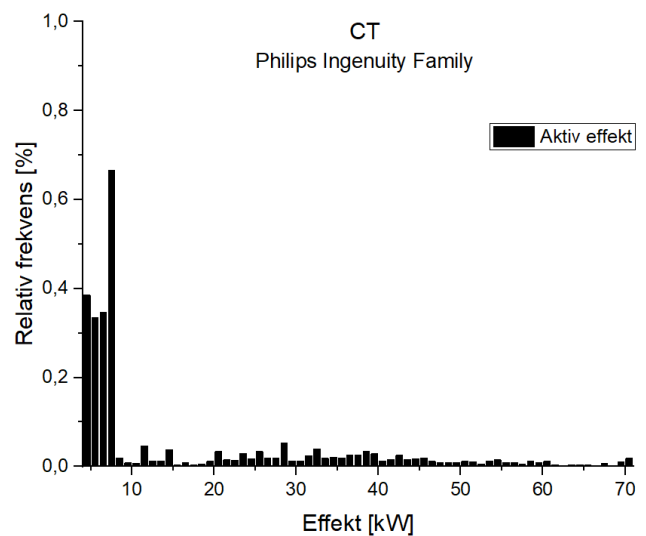
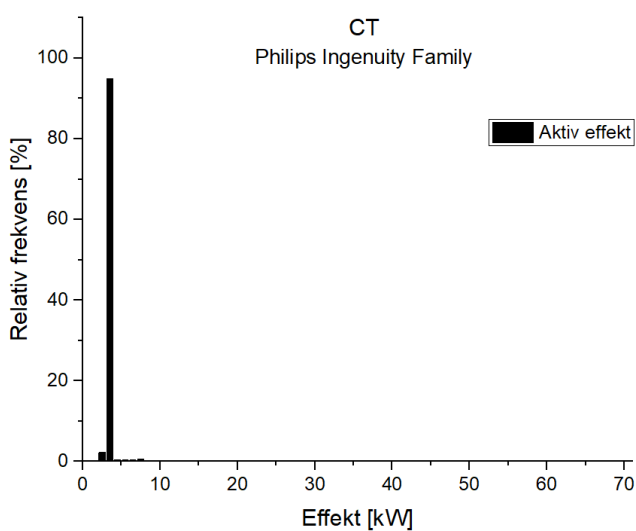
CT	Maks effekt [kW]	Gjennomsnitt [kW]	Standardavvik [kW]	Energi [kWh/d]
Strømtilførsel	70,6 (71,2 kVA)	3,5	3,5	84,5

Figur 5.16 viser effektbehovet gjennom to undersøkelser, hvor varigheten i begge tilfeller er under 5 minutter for den medisinske undersøkelsen. Effekten i en enkelt undersøkelse består av en hovedtopp og en fortopp. I fortoppen lages det et topogram, som er et oversiktsbilde, og i hovedtoppen gjøres selve scanningen som gir grunnlag for bildeanalyse. Hovedtoppene varer her i oppmot 20 sekunder. Ytterligere eksempler på lastprofiler i undersøkelser er lagt ved i vedlegg A.4.



Figur 5.16: CT - Effektvariasjoner gjennom to undersøkelser.

Figur 5.17 viser frekvensen av effektmålinger i hvert 1 kW intervall fra null til maks effekt. Denne viser at 95 % av målingene forekommer mellom 3 og 4 kW. Frekvensen av effekter over 4 kW synliggjøres i figur 5.18 som viser at det er godt under 0,1 % av målingene som overstiger 70 kW.

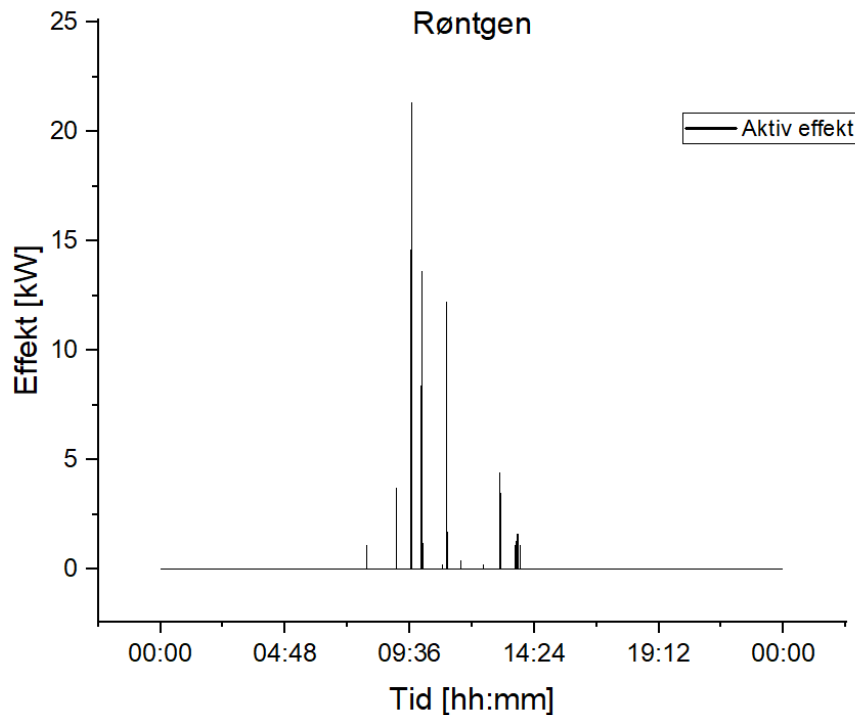


Figur 5.17: CT - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall fra 0-72 kW.

Figur 5.18: CT - Frekvens av effektmålinger i hvert 1 kW intervall fra 4-72 kW.

5.1.5 Røntgen

På sykehuset er det flere ulike røntgenmaskiner med ulike bruksområder. Til denne mangler det informasjon om modellnavn og tekniske spesifikasjoner, så måledataene gir kun et sammenligningsgrunnlag til de andre typene med bildediagnostisk utstyr. Datagrunnlaget er innhentet ved bruk av et effektmeter bygget ved NMBU, som logger aktiv og tilsynelatende effekt hvert sekund. Den aktive effekten gjennom ett døgn vises i figur 5.19. I løpet av døgnet inntreffer det noen kortvarige effekttopper, men utenom disse er den loggede effekten null i nesten alle punkter.



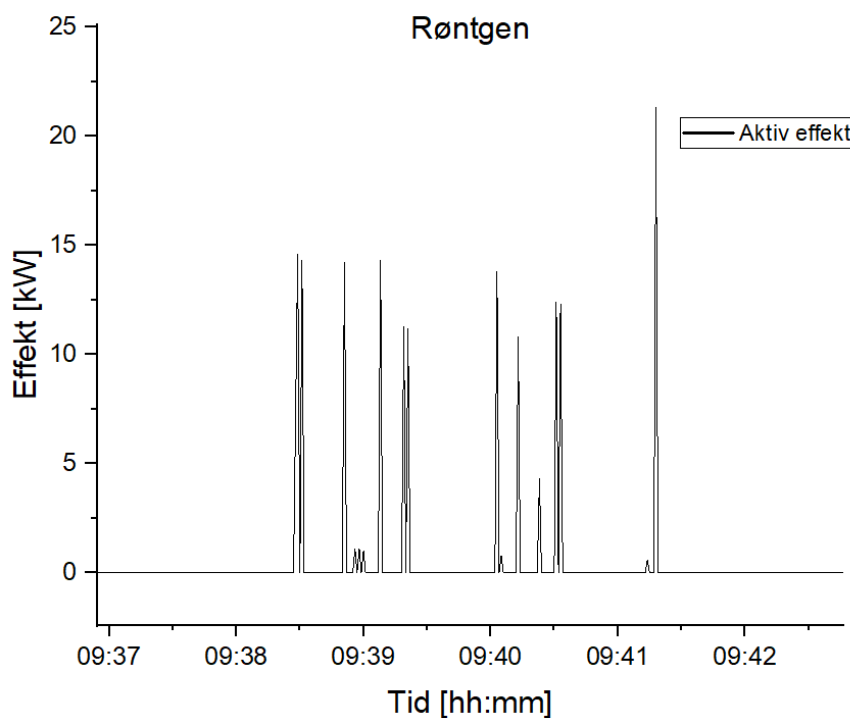
Figur 5.19: Røntgen - Aktiv effekt gjennom ett døgn, tirsdag 14.09.21

Tabell 5.9 viser de statistiske verdiene for inneværende døgn. Maks effekt er 21,3 kW, men gjennomsnittet er tilnærmet null og energibruken gjennom døgnet er svært lavt. Den tilsynelatende effekten er en god del høyere, som betyr at det skapes mye reaktiv effekt i en undersøkelse.

Tabell 5.9: Røntgen: Sammendrag av måleverdier tirsdag 14.09.21.

Røntgen	Maks effekt [kW]	Gjennomsnitt [kW]	Standardavvik [kW]	Energi [kWh/d]
Strømtilførsel	21,3 (45,9 kVA)	0,0	0,2	0,1

Figur 5.20 viser aktiv effekt i sekvensen med den høyeste effekttoppen. Det observeres her at undersøkelsen består av flere topper som inntreffer spredt over en periode på ca 3 minutter.

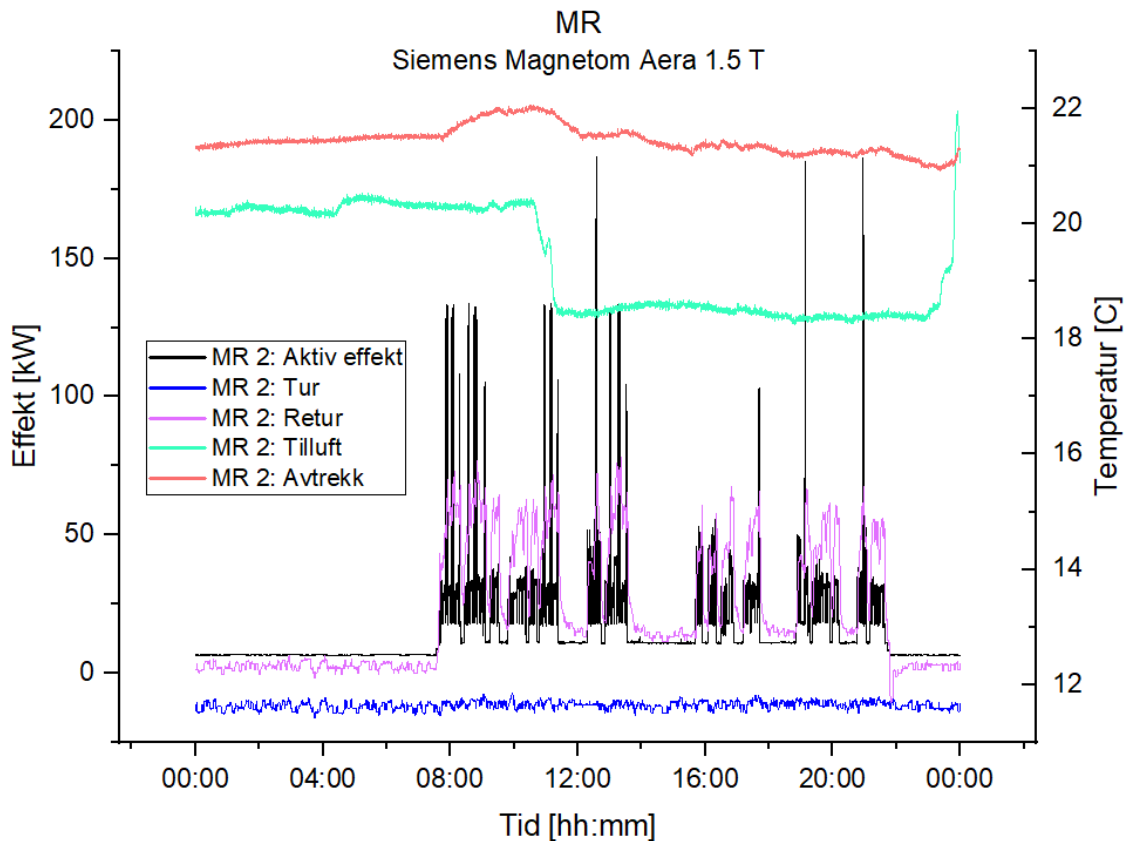


Figur 5.20: Røntgen - Effektvariasjoner gjennom en sekvens med bildetaking.

5.2 Temperaturendringer i kjølesystemene

Videre undersøkes det hvordan temperaturene i prosesskjølekursen og ventilasjonsanlegget påvirkes på bakgrunn av MR-maskinenes varmeavgivelse. Figur 5.21 viser temperaturendringene i tilknytning til MR 2 i løpet av et døgn. Det observeres her at isvannet i prosesskjølekursen har tilnærmet konstant turtemperatur, mens returtemperaturen følger effekttoppene til maskinen. Dermed er det returtemperaturen som bestemmer kjøleeffekten i prosesskjølekursen.

For ventilasjonsluften observeres det at avtrekkstemperaturen øker smått når undersøkelsene starter for dagen. Tilluftstemperaturen justeres på bakgrunn av avtrekkstemperaturen, hvilket kan observeres i figuren rundt kl 10. Når avtrekkstemperaturen sakte synker ned igjen justeres også tilluftstemperaturen tilbake. Fra de fulle måleperiodene i vedlegg A.5 observeres det at styringen av tilluftstemperaturen ikke fungerer helt optimalt, ettersom det tidvis er store variasjoner i pådraget.



Figur 5.21: MR 2 - Temperaturendringer i isvann og ventilasjonsluft, torsdag 16.09.21

Tabell 5.10 viser temperaturområdet som isvannet og luften varierer i, tilknyttet begge MR-maskinene, i løpet av de fulle måleperiodene. Turtemperaturen er i tilnærmet konstant, så denne er presentert som gjennomsnitt. Differansen mellom tur- og returtemperaturen er maksimalt rundt $3,5\text{ }^{\circ}\text{C}$.

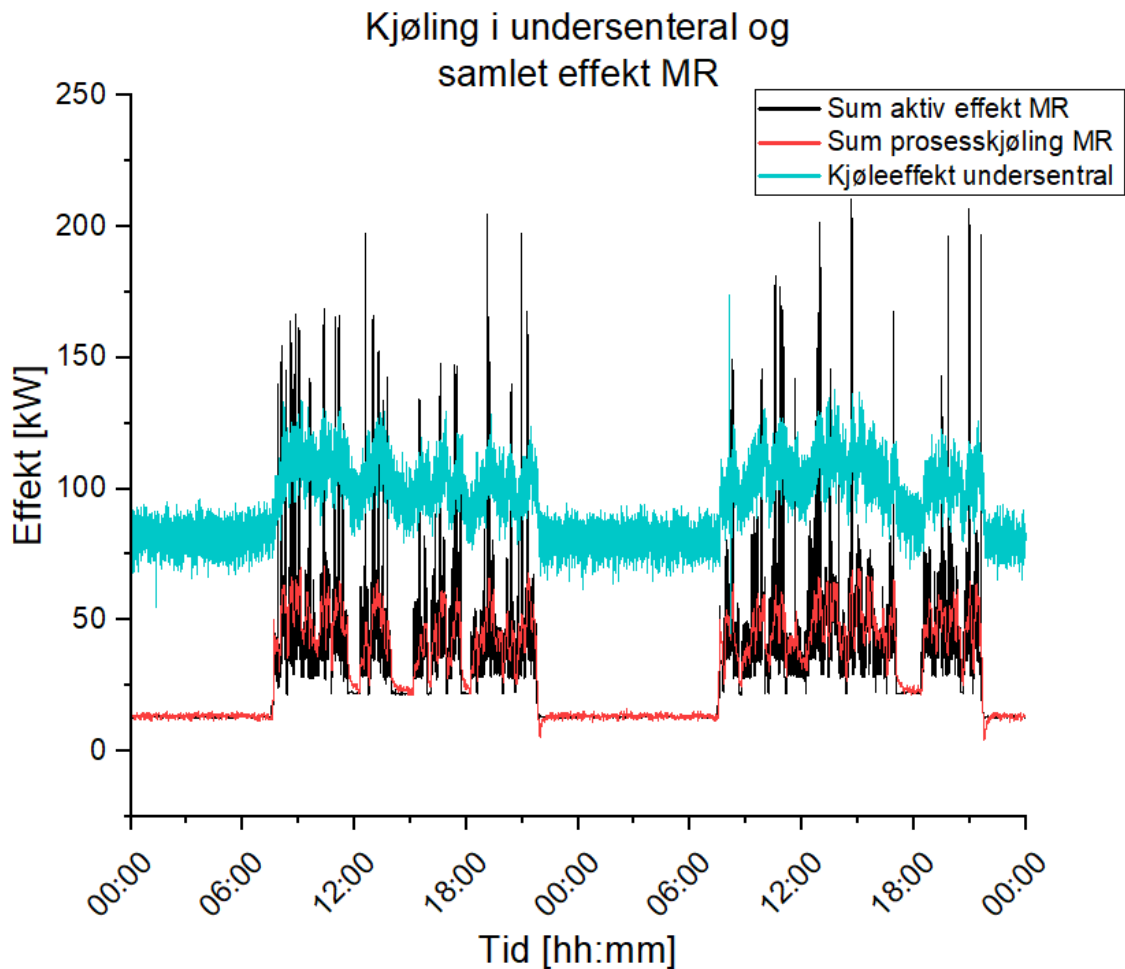
Tabell 5.10: Temperaturer i isvann og ventilasjonsluft basert på full måleperiode for både MR 1 og MR 2.

	Prosesskjøling		Ventilasjon	
	Tur [°C] stabil	Retur [°C] maks	Tilluft [°C] min	Avtrekk [°C] maks
MR 1	11,5	15,6	17,8	22,1
MR 2	11,6	16,0	17,0	22,1

5.3 Samtidighet for MR og kjøleeffekt i undersentral

I dette delkapittelet undersøkes samtidighetsfaktoren til MR-maskinene og hvordan den totale varmeavgivelsen fra maskinene gjør utslag på hovedkursen for prosesskjøling i undersentralen. Målingene av MR-maskinenes strømtilførsel og prosesskjøling er utført simultant, og gir derfor mulighet for å undersøke den reelle samtidigheten. Målingene av kjøleeffekt i undersentralen er foretatt på et avstikk som dekker avdelingene med bildediagnostisk utstyr. Originalt er den installerte kjølekapasiteten tilknyttet dette avstikket 170,5 kW, men i ettertid er det installert flere viftekonvektorer som gjør den reelle kapasiteten ukjent.

Figur 5.22 viser summen av aktiv effekt og prosesskjøling til MR-maskinene sammen med målingene i undersentralen for torsdag 16.09.21 og fredag 17.09.21. Den fulle måleperioden er fremstilt i vedlegg A.6. Over to døgn vises det at MR-maskinene gjør tydelige utslag i undersentralen. Det er større variasjon i målingene i undersentralen, men utjevnet er det en tilsynelatende stabil differanse mellom kjøleeffekten til MR-maskinene og undersentralen.



Figur 5.22: Kjøleeffekt i undersentral og samlet effekt fra MR, torsdag 16.09.21 og fredag 17.09.21.

Statistikken fra målingene gjennom de to døgnene vises i tabell 5.11, hvor det fremkommer at maks sum av tilsynelatende effekt fra de to MR-maskinene er 217,3 kVA og maks sum for prosesskjøling er 70,8 kW. Den gjennomsnittlige differansen mellom kjøleeffekten i undersentralen og prosesskjølingen til maskinene er 63,3 kW, som i teorien betyr at alle viftekonvektorene tilknyttet denne kursen i snitt trekker 63,3 kW. Derimot er det oppgitt i plantegningene at den installerte kapasiteten er 50,5 kW, så målingene av kjøleeffekt i undersentralen må være for høye.

Tabell 5.11: Sammendrag av måleverdier for samlet effekt og kjøling i undersentral gjennom 16.09.21 og 17.09.21.

	Maks effekt [kW]	Gjennomsnitt [kW]	Standardavvik [kW]	Energi [kWh/d]
Sum strømtilførsel	210,6 (217,3 kVA)	29,7	19,2	711,9
Sum prosesskjøling	70,8	31,1	17,3	745,6
Kjøling undersentral	138,3	94,4	13,6	2265,0

Samtidigheidsfaktoren til maskinene beregnes videre etter likning 2.13. For strømtilførselen skal det i utgangspunktet tas til grunnlag de oppgitte makseffektene i databladene, men siden de målte effektene fra MR-maskinene overstiger verdiene i databladene, benyttes i stedet de målte maksimumseffektene til maskinene. Med samlet makseffekt på 327,5 kVA blir samtidigheidsfaktoren fra de to døgnene 0,66. For prosesskjølingen måles maks sum av kjøleeffekt til 70,8 kW, og med en samlet installert effekt på 120 kW blir samtidigheidsfaktoren 0,59. Fra fremstillingen av full måleperiode i figur A.15 i vedlegget, inntreffer det en kort periode med maks tilsynelatende effekt på 272,8 kVA og maks prosesskjøling på 75,1 kW. Dette medfører en samtidigheidsfaktor på 0,83 for strømtilførselen og en samtidigheidsfaktor på 0,62 for prosesskjølingen.

5.4 Avregning av effektledd

Videre undersøkes den potensielle kostnadsøkningen som medfølger av et fremtidsscenario der avregningsintervallet for effektleddet nedkortes fra timesintervall til 15- eller 5-minutters intervaller. Effektaavregningene baseres i dag på gjennomsnittlig effekt i definerte klokketimer, men siden starttidspunktet for en medisinsk undersøkelse er vilkårlig er det hensiktsmessig å iterere gjennom alle mulige avregninger som potensielt kan inntreffe i løpet av et døgn. Det er derfor brukt et python-script, som vist i vedlegg A.7, for å beregne gjennom hvert tidssteg i løpet av døgnet.

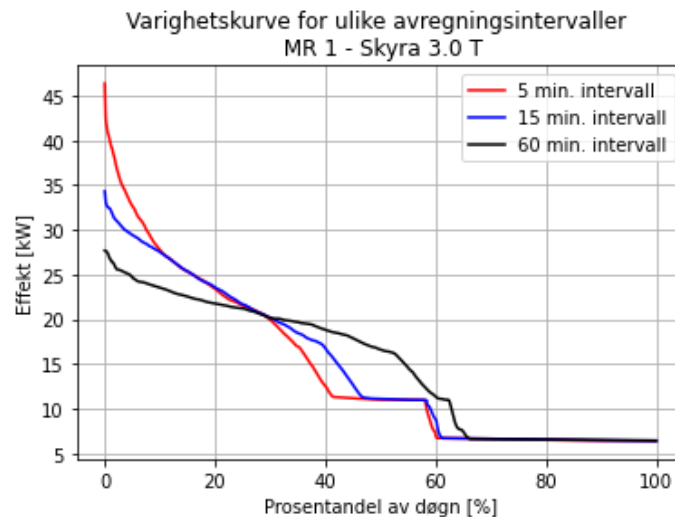
I tabell 5.12 vises de maksimale effektaavregningene for hver maskin med de tre intervallene. Ved avregning i 60-minutters intervaller som er det intervallet som tas til grunn i dag, er det MR-maskinene som har det høyeste utgangspunktet. Ved nedkorting til 15-minuttersintervall

får de fire maskinen en økning på mellom 17 og 36 %. Den prosentvise økningen er størst for PET/CT, men utgangspunktet er mye lavere enn for MR-maskinene. Ved videre nedkorting til 5-minutters intervaller blir økningen mellom 43 og 101 % i forhold til 60-minutters intervallet. Den prosentvise økningen er lavest for MR-maskinene, men ettersom disse har en betydelig høyere last i utgangspunktet vil de påvirke totalen i større grad.

Tabell 5.12: Maksimum effektavregning ved ulike beregningsintervaller. Økningen beregnes i forhold til timesavregningen, som er dagens utgangspunkt for effekttariffer.

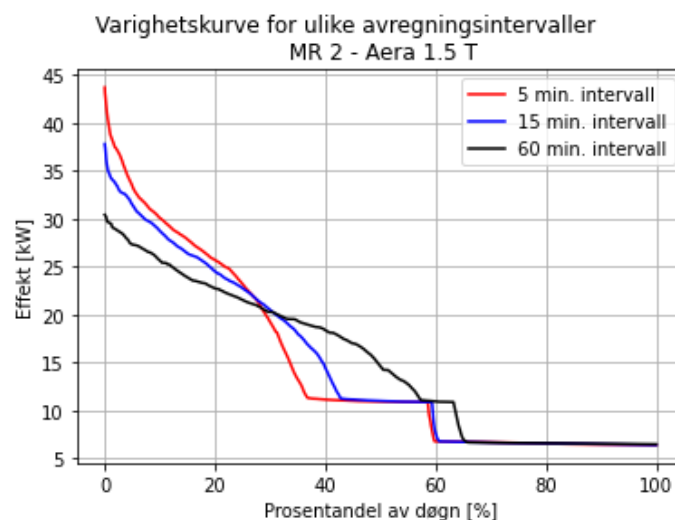
	60 min. intervall	15 min. intervall		5 min. intervall	
Maskin	Effekt [kW]	Effekt [kW]	Økning [%]	Effekt [kW]	Økning [%]
MR 1	27,7	34,3	24,0	46,4	67,5
MR 2	30,4	37,8	24,2	43,7	43,6
PET/CT	8,4	11,4	36,6	16,8	101,2
CT	4,1	4,9	17,4	7,6	84,3

Videre undersøkes varighetskurvene for effektavregningene til de enkelte maskinene. Figur 5.23 viser avregningene i 60- 15- og 5-minutters intervaller for MR 1, der avregningene er sortert fra størst til minst og fordelt fra 0-100 % av tiden i et døgn. Her observeres det at 100 % av avregningene i løpet av et døgn har en minimumseffekt på 7 kW. Den maksimale avregningen i 5-minutters intervallet, som fra tabellen viser 46,4 kW, inntreffer i mindre enn 1 % av døgnet, og det observeres at det er en sterkt synkende kurve fra maks avregning. Tilsvarende betraktning kan gjøres for 15-minutters avregningene, men disse ligger jevnt litt lavere. Timesavregningene har en slakere synkende kurve, så det oppstår et krysningspunkt ved ca 30 %. Det kan dermed påstås at i 30 % av døgnet vil det avregnes høyere effekt med 15- og 5-minutters intervaller enn for timesintervallet. I ca 10 % av døgnet avregnes det høyere effekt med 5-minutters intervall enn med 15-minutters intervall.



Figur 5.23: MR 1 - Varighetskurve for effektavregninger i 60-, 15-, og 5-minutters intervaller plottet sammen med prosentandel av døgnet. Beregnet på bakgrunn av datagrunnlag den 16.09.21.

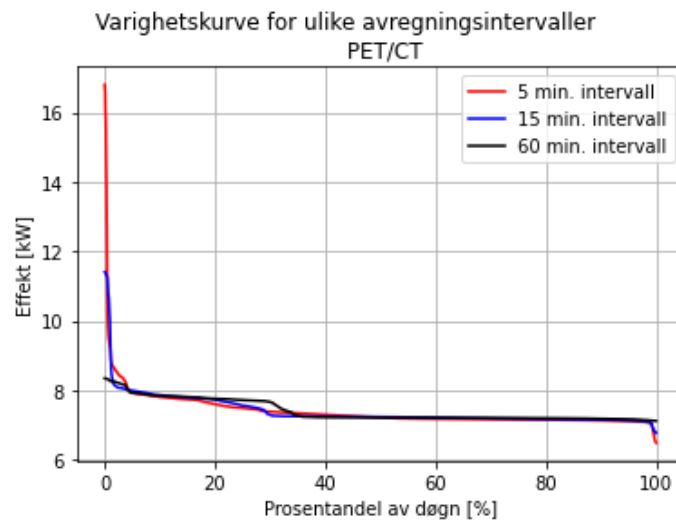
Tilsvarende trend kan observeres for MR 2. Sammenlignet med MR 1 er det høyere maksavregning i timesintervallet, men lavere maksavregning i 5-minutters intervallet. Kurvene er så vidt mindre synkende i området 0-30 %, som indikerer at MR 2 har en større andel av undersøkelser med mellomhøy effekt. Krysningpunktet inntreffer også her ved ca 30 %.



Figur 5.24: MR 2 - Varighetskurve for effektavregninger i 60-, 15-, og 5-minutters intervaller plottet sammen med prosentandel av døgnet. Beregnet på bakgrunn av datagrunnlag den 16.09.21.

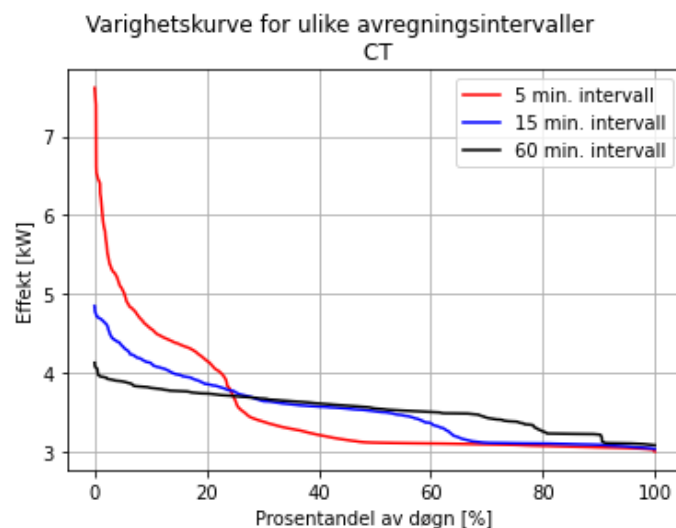
Effektavregningene til PET/CT er jevnt mye lavere enn MR-maskinene, som kan forklares med at sekvensene i hver PET/CT-undersøkelse har kortere varighet enn for MR. I figur 5.25 vises det at det kun er 5 % av døgnet der det vil være nevneverdig forskjellig i avregning

mellom timesintervall og de nedkortede intervallene. Den store økningen forekommer i mindre enn 1 % av døgnet.



Figur 5.25: PET/CT - Varighetskurve for effektavregninger i 60-, 15-, og 5-minutters intervaller plottet sammen med prosentandel av døgnet. Beregnet på bakgrunn av datagrunnlag den 07.09.21.

Figur 5.26 viser trenden for CT, hvor det i likhet med MR-maskinene kan observeres at en større andel av avregningene i de nedkortede intervallene vil være høyere enn timesintervallet. Her oppstår krysningspunktet ved rundt 25 %. Effektene er derimot mye lavere, og vil utgjøre en lavere andel av samlet avregning.



Figur 5.26: CT - Varighetskurve for effektavregninger i 60-, 15-, og 5-minutters intervaller plottet sammen med prosentandel av døgnet. Beregnet på bakgrunn av datagrunnlag den 09.09.21.

Avslutningsvis gjøres det beregninger av de potensielle økte månedlige og årlige kostna-

dene som medfølger av nedkortede intervaller. I tabell 5.13 vises kostnadsøkningen ved 15-minuttersintervaller. Det tas utgangspunkt i differansen mellom maks 15-minutters avregning og maks 60-minutters avregning, som er henholdsvis 6,6 kW for MR 1, 7,4 kW for MR 2, 3,0 kW for PET/CT og 0,8 kW for CT. Fra tabellen vises det at MR 2 får den største økningen i månedlig kostnad med 884 kroner i vintermånedene, og en potensiell årlig økning på 4776 kroner. CT'en har den minste økningen, med en årlig kostnad på 467 kroner. Total kostnadsøkning fra de fire maskinene gjennom året blir potensielt 11521 med dette avregningsintervallet.

Tabell 5.13: Beregning av økte månedlige og årlig kostnad som konsekvens av økt gjennomsnittseffekt ved 15-minutters avregning. Kostnaden er beregnet på bakgrunn av effektleddets satser i hver måned og differansen mellom maks effektavregning i timesintervall og 15-minutters intervall.

Måned	Sats [NOK]	MR 1 [NOK]	MR 2 [NOK]	PET/CT [NOK]	CT [NOK]	Samlet [NOK]
1	120	796	884	367	86	2134
2	120	796	884	367	86	2134
3	67	444	494	205	48	1191
4	22	146	162	67	16	391
5	22	146	162	67	16	391
6	22	146	162	67	16	391
7	22	146	162	67	16	391
8	22	146	162	67	16	391
9	22	146	162	67	16	391
10	22	146	162	67	16	391
11	67	444	494	205	48	1191
12	120	796	884	367	86	2134
Årlig		4296	4776	1983	467	11521

I tabell 5.13 vises den potensielle kostnadsøkningen som medfører av nedkorting fra timesintervall til 5-minutters intervall. Det tas utgangspunkt i differansen mellom maks 5-minutters avregning og maks 60-minutters avregning, som er 18,7 kW for MR 1, 13,3 kW for MR 2, 8,4 kW for PET/CT og 3,5 kW for CT. Tabellen viser at det her er MR 1 som får den største kostnadsøkningen med 2241 kroner i vintermånedene, og en potensiell årlig økning på 12105 kroner. CT'en har den minste økningen, med en årlig kostnad på 2255 kroner. Den totale

kostnadsøkningen fra de fire maskinene blir potensielt 28434 kr.

Tabell 5.14: Beregning av månedlig og årlig kostnad som konsekvens av økt gjennomsnittseffekt ved 5-minutters avregning. Kostnaden er beregnet på bakgrunn av effektleddets satser i hver måned og differansen mellom maks effektavregning i timesintervall og 5-minutters intervall.

Måned	Sats [NOK]	MR 1 [NOK]	MR 2 [NOK]	PET/CT [NOK]	CT [NOK]	Samlet [NOK]
1	120	2242	1592	1014	418	5266
2	120	2242	1592	1014	418	5266
3	67	1252	889	566	233	2940
4	22	411	292	186	77	965
5	22	411	292	186	77	965
6	22	411	292	186	77	965
7	22	411	292	186	77	965
8	22	411	292	186	77	965
9	22	411	292	186	77	965
10	22	411	292	186	77	965
11	67	1251	889	566	233	2940
12	120	2241	1592	1014	418	5266
Årlig		12105	8599	5476	2255	28434

6 DISKUSJON

6.1 Elektrisk effekt

Blant måleobjektene i oppgavene er det tydelig at MR-maskinene har de største effekttoppene, med målinger på henholdsvis 137,0 og 190,5 kVA for MR 1 og 2. Effektfaktoren er tilnærmet 1 når effekten er høy, så den aktive effekten ligger rett i underkant med henholdsvis 134,0 og 186,8 kW. De målte effekttoppene overskyter i stor grad de oppgitte merkeeffektene fra databladene, så det settes spørsmål om måleverdiene kan være feil eller om databladenes merkeeffekter er gjeldende for et lengre loggeintervall. Målingene på strømtilførselen er logget hvert sekund, men det er ikke oppgitt i databladet hvor lang tidsperiode de oppgitte effektene er gjeldende for. I samtlige sekvenser der de målte effektene overstiger databladets merkeeffekt er det store svingninger fra ett datapunkt til et annet. Se figur 5.3 og 5.8 til eksempel. Et gjennomsnitt over flere sekunder vil derfor være vesentlig lavere.

Fra figur 5.4 og 5.9 fremkommer det at omtrent 99 % av de målte effektene er under 50 kW for begge MR-maskinene. Dette tilsier at de store effekttoppene inntreffer i en svært liten andel av døgnet. Men, som det observeres i undersøkelsesforløpene, inntreffer de høye toppene innad i samme sekvens, og ikke sporadisk. Dette medfører at dersom intervallet for avregning av effektleddet nedkortes, vil samlingen av høye effektopper i samme sekvens kunne øke avregningen.

Begge maskinene er innstilt i "off-mode" omtrent 40 % av døgnet, der effektbehovet ligger stabilt på ca 7 kW. Dette samsvarer godt med oppgitt effekt i databladene. Dersom maskinene kunne redusert effektbehovet til null i denne modusen hadde energibesparelsen vært stor, men i praksis er ikke dette gjennomførbart ettersom det interne kjølesystemet må driftes hele døgnet. Om kjølesystemet slås av vil heliumet rundt den superledende magneten koke ut, som fører til lang nedetid for å fylle på helium igjen. De medisinske undersøkelsene med MR-maskinene tar opp mot en halvtime i gjennomsnitt, som er mye lengre enn tidsbruken det tar for hver undersøkelse med PET/CT, CT og røntgen. Effektbehovet gjennom en undersøkelse er oppstykket i sekvenser, der det i hver sekvens tas bildeserier av et bestemt område av kroppen. Størrelsen på effekttoppene i hver sekvens bestemmes i stor grad av gradientene som tilpasser styrken og retningen til det påsatte magnetfeltet. Ut ifra måleperiodene

kan det derimot ikke observeres et fast mønster i hvordan sekvensene inntreffer. For å kunne forutsi hvordan effektbehovet vil se ut i løpet av en undersøkelse er det nødvendig å gjøre en sammenstilling av sekvensenes lastprofil og radiografenes loggføring av hvilket område av kroppen det tas bilder av.

I forkant av måleperioden var det antatt at Siemens Magnetom Skyra ville ha større effekttopper og energibruk en Siemens Magnetom Aera. Denne antagelsen var på bakgrunn av at førstnevnte maskin er et kraftigere diagnoseverktøy, med et magnetfelt på 3,0 T kontra 1,5 T for sistnevnte. Derimot er det Siemens Magnetom Aera som har både høyeste effekttopp og energibruk i løpet av et døgn. Dette vurderes til at selv om magnetfeltet til Skyra er dobbelt så kraftig, så bestemmes effektbehovet av gradientene og RF-signalene. Den nødvendige strømtilførselen som kreves for å drive den superledende magneten, er neglisjerbar sammenlignet med det resterende behovet.

Maskinen med det nest høyeste effektbehovet er CT, med en topp på 70,6 kW (71,2 kVA). I databladet er det oppgitt en makseffekt på 110 kVA, så det er tydelig at maskinen i denne perioden ikke tar i bruk de kraftigste sekvensene. Måledataene er innhentet gjennom 6 døgn fordelt på to måleperioder, men uten informasjon om hvilke typer undersøkelser som er foretatt, er det usikkert om måleperioden er tilstrekkelig for å finne maksimum effektbehov over tid. Maskinen har en bunnlast som ligger jevnt rundt 3 kW gjennom hele døgnet. Undersøkelsene varer i rundt 5 minutter, men hovedtoppene varer ikke lengre enn ca 20 sekunder. Toppene utgjør derfor en svært liten andel av døgnet, som tydeliggjøres av at gjennomsnittet kun er 3,5 kW og standardavviket er lavt. Etttersom CT'en er den eneste av måleobjektene som tilhører akuttavdelingen, er det også den eneste som har effekttopper gjennom natten. CT'en kan i teorien skrus helt av slik at energibruken blir null utenom driftstid, men dette gjennomføres ikke siden maskinen står klar til akutte undersøkelser hele døgnet. Ifølge fremstillingen i figur 5.15 er det et par timer i løpet av natten hvor maskinen ikke er i bruk, hvor det er tenkelig at maskinen kunne blitt skrudd helt av. For hver time maskinen er skrudd av vil det spares omtrent 3 kWh, men dette er en avveining som stiller beredskapen opp mot energibesparelser. Oppstartstiden til maskinen er en faktor som må tas til vurdering dersom det skal være aktuelt å slå maskinen av mellom undersøkelsene, men det savnes underlag for denne informasjonen.

PET/CT har en lavere makseffekt enn CT, med en topp på 41,3 kW (42,0 kVA). Derimot er gjennomsnittlig effekt i løpet av døgnet over dobbelt så høyt, med 7,4 kW. I databladet er det oppgitt en maks effekt på 150 kVA, men siden den målte makseffekten er såpass lav stilles det usikkerhet om hvorvidt målingene er representative for utvalget av medisinske undersøkelser som gjennomføres. Antakeligvis vil det være tilfeller der maskinen krever høyere effekt enn i denne måleperioden. En PET/CT er en kombinasjon av PET og CT, hvorav en CT kan skrus helt av slik at den ikke har energibruk, mens PET alltid må være skrudd på for å drifte kjølingen av detektoren. Fra lastprofilen i løpet av måleperioden er det derfor sannsynlig at den høye bunnlasten skyldes PET-funksjonen og de store effekttoppene skyldes CT-funksjonen.

Røntgen har tydelig den laveste aktive effekten, med en topp på 21,3 kW. Likevel er den tilsynelatende effekten helt oppe på 45,9 kVA, som betyr at det skapes mye reaktiv effekt når effektbehovet er høyt. Energibruken blir kun 0,1 kWh/d på bakgrunn av at effektbehovet er null mellom undersøkelsene. Det kan derfor ikke sees noen muligheter for energibesparende tiltak for denne maskinen. Ettersom det mangler informasjon om maskinens spesifikasjoner er det vanskelig å undersøke om dette forbruket er forventet.

Sammenlignet med studien utført av [7] vises det at MR-maskinene i denne oppgaven har mellom 2 og 3 ganger så høy makseffekt, og PET/CT og CT ligger i omtrent samme område. Dog er det umulig å sammenlikne disse tallene direkte, siden det ikke er foreligger informasjon om modellnavn og spesifikasjoner.

6.2 Varmeavgivelse og kjøleeffekt

Fra målingene av kjøleeffekten i prosesskjølekursen til MR-maskinene vises det at det i store trekk er godt samsvar mellom variasjonene til den elektriske effekten og kjøleeffekten. I løpet av et døgn er det tilnærmet energibalanse mellom avgitt varme fra maskinen og kjøling. Det observeres derimot en tydelig termisk treghet mellom de umiddelbare effektvariasjonene til den aktive effekten og endringen i kjøleeffekt i prosesskjølekursen. Dersom det hadde vært null motstand mot varmeoverføring i systemet, ville varmeoverføringen til omgivelsene hatt samme profil som målingene av aktiv effekt, men som det vises av kjøleeffekten utjevnes varmeavgivelsen på grunn av termisk resistans. Etter siste sekvens i en undersøkelse tar det

i noen tilfeller opp mot 20 minutter før returtemperaturen senkes til stabilt nivå, men dette avhenger av hvor stor varmeavgivelse det har vært i løpet av undersøkelsen. Prosesskjølingen til hvert av MR-rommene er prosjektert til 60 kW, men maks kjøleeffekt måles til henholdsvis 37,7 og 40,6 kW. Siden det reelle behovet er lavere enn den installerte kapasiteten kunne anlegget i teorien vært dimensjonert mindre. Dette kunne redusert areal- og materialbruken for de tekniske installasjonene og gitt lavere installasjonskostnad. Kjøleeffekten til ventilasjonsanlegget er omtrent neglisjerbar i sammenligning med prosesskjølingen, som viser at maskinene i liten grad påvirker romtemperaturen.

Fra målingene av kjøleeffekten til PET/CT vises det at kjølebehovet ligger forholdsvis stabilt hele døgnet. Det er ingen synlig korrelasjon mellom kjøleeffekten og maskinens elektriske effekt, men dette kan sannsynligvis forklares med at varmen fra maskinen først slippes ut i luften før den hentes opp av viftekonvektorene og overføres til isvannet i prosesskjølekursen. Varmen skal derfor overføres i flere steg sammenliknet med et system med direkte væskekjøling. I løpet av et døgn er det ikke energibalanse mellom den elektriske tilførselen og kjøleeffekten i prosesskjølekursen. For å skape energibalanse må ventilasjonsanlegget dekke den gjennomsnittlige differansen på 1,8 kW, som medfører en differanse mellom tillufts- og avtrekkstemperatur på 7,4 °C. Derimot ville dette sannsynligvis ført til et dårlig inneklima med store lokale temperaturforskjeller, så det antas at målingene av prosesskjølingen er for lave. Måleusikkerheten diskuteres videre i delkapittel 6.6.

6.3 Temperaturendringer

Turtemperaturen til isvannet i prosesskjølekursen holder stabilt ca 11,5 °C gjennom hele måleperioden. Returtemperaturene varierer med varmetilskuddet fra maskinen, og oppnår makstemperaturer på henholdsvis 15,6 og 16,0 °C. I undersentralen er isvannstemperaturene prosjektert for 10 °C i tur og 17 °C i retur. Dette betyr at temperaturdifferansen er mindre enn hva anlegget er dimensjonert for. I databladene til MR-maskinene er det oppgitt at vannmengdene til kjølesystemet skal være innenfor 100 l/min \pm 10 l/min, men de målte vannmengdene er henholdsvis 142,8 l/min og 138,6 l/min. Etter samtale med teknisk avdeling [35] er pumpene som styrer vannmengdene sannsynligvis innstilt mot maks for å være på den sikre siden. Derimot er det tydelig at pumpeeffekten til begge maskinene kunne vært redusert, ettersom vannmengdene er større enn nødvendig og temperaturene er godt innenfor

prosjekterte verdier.

I ventilasjonsanlegget til MR-maskinene reguleres tilluftstemperaturen av kjøle- og varmebatteriene, og pådraget styres på bakgrunn av avtrekkstemperaturen. Fra måleperiodene vises det at avtrekkstemperaturen økes med rundt en halv grad som følge av varmeavgivelsen til maskinen, før tilluftstemperaturen reguleres. Reguleringen synes å være dårlig regulert ettersom tilluftstemperaturen har store uregelmessige temperatursprang, men tross dette holdes avtrekkstemperaturen mellom 21 og 22 grader i hele måleperioden.

6.4 Samtidighet og kjøleeffekt i undersentral

Den reelle samtidigheten til maskinene har betydning for dimensjonering av strømtilførselen i elektriske kurser og dimensjoneringen av isvannforsyningen i prosesskjølekursene. For det elektriske anlegget er det den tilsynelatende effekten som er dimensjonerende, ettersom det er den som bestemmer det reelle strømtrekket. Den isolerte samtidighetsfaktoren for strømtilførselen til de to MR-maskinene beregnes til 0,83 fra den fulle måleperioden, men siden datagrunnlaget kun er innhentet over 5 døgn er det sannsynlig at det vil oppstå 100 % samtidighet i løpet av den tiden maskinene er i drift på sykehuset. Den isolerte samtidigheten mellom to maskiner har som sådan liten betydning for hovedtilførselen, siden det også er mye annet utstyr tilkoblet samme kurs. Med manglende kjennskap til hva som er tilkoblet den samme elektriske kursen er det ikke mulig å beregne samtidigheten for samtlige tilkoblede laster.

Samtidigheten til MR-maskinene vil i stor grad avhenge av starttidspunkt og sekvensforløp gjennom en undersøkelse, men dette er tilsynelatende vilkårlig og alene bestemt av personellet som opererer maskinene. I en akuttsituasjon er det ikke tenkelig at personellet vil utsette en undersøkelse for å redusere samtidigheten med andre maskiner. Effekttoppene til MR-maskinene har varighet på et par sekunder, men er repeterende gjennom en hel sekvens. PET/CT og CT har effekttopper som varer i rundt 15-20 sekunder, men er spredt over lengre tid. For å eventuelt gjøre systemet fleksibelt og redusere samtidigheten må det i så fall utvikles et automatisert system som utsetter en undersøkelse i de få sekundene som kreves for at toppene ikke inntreffer samtidig.

Samtidighetsfaktoren for kjøleeffekten i prosesskjølekursen vil være av betydning for dimensjonering av hovedtilførselen i undersentralen. Den isolerte samtidighetsfaktoren for kjøleeffekten til MR-maskinene beregnes til 0,62 ut ifra måleperioden på 5 døgn. Her er det tatt til grunn forholdet mellom maks sum av målt effekt på 70,8 kW og installert kapasitet på 120 kW. Fra fremstillingen av kjøleeffekt i undersentralen vises det at MR-maskinene har den største innvirkningen på total kjøleeffekt. Kjøleeffekten ligger tilsynelatende stabilt utenom tidsrommet når MR-undersøkelsene er i gang, som betyr at de andre maskinene har forholdsvis stabilt kjølebehov gjennom døgnet. Med antagelsen om at kjølebehovet for de andre maskinene er stabilt vil samtidigheten til MR-maskinene være dimensjonerende for den samlede prosesskjølingen til bildediagnostisk utstyr. For prosjektering av nye sykehus kan dette være av betydning ettersom antallet MR-maskiner vil ha stor innvirkning på den samlede kjøleeffekten, utover den grunnlasten som andre typer bildediagnostisk utstyr medfører. Dette kan også ha betydning for potensielle energieffektiviserende tiltak som varmegjenvinning. Det må bemerkes at målingene i undersentralen kun er foretatt på et avstikk som går til bildediagnostisk utstyr, så kjøleeffekten i de andre avstikkene fra hovedtilførselen er ukjent.

6.5 Nedkortede avregningsintervaller

Avslutningsvis er det gjort en analyse av maskinenes potensielle utslag på effektledet i nettleien, dersom avregningsintervallet kortes ned. Resultatene viser at en nedkorting av avregningsintervallet fra 60 minutter til 15 minutter gir en maksimal økning på mellom 17 og 36 % blant de utvalgte måleobjektene. Ved videre nedkorting til 5-minutters intervaller øker avregningene med mellom 43 og 101 %. MR-maskinene har ikke de største prosentvise økningene, men siden de har de høyeste effektene i utgangspunktet blir den potensielle påvirkningen på strømregningen mye større.

En forutsetning for at maskinenes individuelle økning skal gi utslag på effektledet er riktignok at de høye avregningene inntreffer samtidig med høy last fra annet utstyr i samme hovedkurs. For MR-maskinene vil en nedkorting av intervallene gi høyere avregning i ca 30 % av døgnet, men den store økningen inntreffer ikke i mer enn ca 5-10 % av døgnet, og maks avregning i mindre enn 1 %. For PET/CT er det mindre enn 5 % av 15- og 5-minutters avregningene som overstiger avregningene med timesintervall, og maks økning inntreffer i mindre enn 1 %. CT'en har en nokså lik varighetskurve som MR-maskinene, men effektene ligger

langt lavere. På bakgrunn av dette er det svært lav sannsynlighet for at de individuelle økte avregningene inntreffer samtidig med annen last. I tillegg må de økte avregningene også sammenfalle med nettselskapenes definerte tidsintervaller for at det skal logges i AMS-målerene. Dette senker sannsynligheten ytterligere.

Dersom det allikevel tas utgangspunkt i maksimalt utslag ved nedkortede intervaller, kan det vurderes hvor mye hver enkelt maskin ville hatt å si på sykehuset strømregning. Ifølge tabell 5.13 vil en nedkorting av avregningsintervallet til 15 minutter potensielt øke den årlige strømregningen med 11521 kroner. Her er det MR-maskinene som utgjør den største forskjellen, med en økning på henholdsvis 4296 og 4775 kroner i året. Ved ytterligere nedkorting til 5-minutters avregning kan den årlige økte kostnaden nå 28434 kroner. MR 1 har den største kostnadsøkningen, med 12104 kroner per år. Sammenlignet med sykehusets årlige totale strømregning, som i 2020 var over 9 millioner kroner, er dette neglisjerbart. Med andre ord kan det konkluderes med at maskinenes maksimale utslag på effektledet ved nedkortede avregningsintervaller ikke fører til en betydelig kostnadsøkning for et sykehus av denne størrelsen. Kostnadsbildet kan riktignok se annerledes ut i fremtiden, siden disse beregningene kun baseres på gjeldende satser fra 2021. En endring av satser eller nettleiemodell kan gi et annet utfall.

6.6 Måleusikkerhet

Den elektriske tilførselen til MR, CT og PET/CT ble målt ved bruk av Hioki 3169, som har en usikkerhet på $\pm 0,5\% \cdot \text{rdg.} \pm 0,11\% \cdot \text{f.s.}$ Med innstilt grenseverdi på 900 kW og målt effekt på 186 kW i makstilfellet for MR 2 blir usikkerheten $\pm 1,9$ kW. Dette er neglisjerbart for resultatenes betydning i denne oppgaven. Siden strømtangen kun har definert usikkerheten for målinger ned til 25 A blir også usikkerheten for alle loggede effekter under 17 kW ukjent. Riktignok stemmer MR-maskinenes oppgitte verdier for ”off-mode” i databladet godt overens med de loggede effektene i samme modus, så det antas at usikkerheten ikke er av nevneverdig betydning.

Den elektriske tilførselen til røntgen-maskinen ble målt med et effektmeter fra NMBU, men instrumentets totale måleusikkerhet er ukjent. I måleperioden var nesten alle de loggede effektene 0 W, men ved kontrollmålinger av strømtrekket ble det målt ca 0,1 A i hver

av fasene i et tilsvarende tidspunkt, som medfører en effekt på ca 0,07 kW. Det er derfor tydelig at instrumentet ikke detekterer de laveste effektene. Hvor stor betydning dette har ved måling av makseffektene er ikke kjent.

For de beregnede kjøleeffektene er alle vannmengder målt med TA-Scope, som har en måleusikkerhet på oppmot 1 %. Ved beregning av kjøleeffekten må det følgende også legges på 1 % usikkerhet til disse verdiene, under forutsetning om at temperaturmålingene er nøyaktige. For temperatursensorene som logger direkte til SD-anlegget er usikkerheten ukjent, men siden sensorene er fastmontert i rørene antas det at denne usikkerheten ikke er betydelig. Derimot er det stor usikkerhet rundt temperaturmålingene som er gjort i undersentralen og prosesskjølingen til PET/CT. Temperaturfølerne har i seg selv en måleusikkerhet på 0,2 °C, men siden målingene avhenger av god kontakt med røroverflatene og null påvirkning fra omgivelsestemperaturen, kan ikke disse stoles på. Målingene i undersentralen og prosesskjølingen til PET/CT kan derfor kun brukes til å observere kjøleeffektens variasjoner i sammenheng med maskinenes varmeavgivelse.

Ved måling av luftmengder i ventilasjonskanalene er det benyttet et anemometer, som har en måleusikkerhet på oppmot 3 %. Denne usikkerheten har ikke betydning for energibalansen i rommet, siden kjøleeffekten fra ventilasjonsanlegget er neglisjerbar i forhold til prosesskjølingen.

Fra energiberegningene i tabell 5.2 og tabell 5.4 fremkommer det at kjøleenergien i prosesskjølekursene overstiger energibehovet til MR-maskinene med henholdsvis 3,5 % og 6,3 %. Dette skal i praksis ikke være mulig siden kjølebehovet ikke kan overstige varmeavgivelsen. Differansen kan delvis forklares med usikkerheten i målingene av kjøleeffekt og at loggeintervallene er ulike. Den aktive effekten er målt hvert sekund, mens kjøleeffekten er målt hvert 10. sekund. Dette gjør at dataoppløsningen er 10 ganger så nøyaktig for den aktive effekten, så ved sammenstilling av datasettene kan det være at noe av variasjonen til kjøleeffekten uteblir.

7 KONKLUSJON

Det overordnede målet for oppgaven var å kartlegge effektbehovet til bildediagnostisk utstyr og undersøke hvordan varmeavgivelsen påvirker de vannbårne og luftbårne kjølesystemene ved Sykehuset Østfold Kalnes. I avsnittene under besvares de innledende spørsmålene fra målbeskrivelsen.

Ved måling på maskinenes strømtilførsel er det tydelig at MR-maskinene har de største effektbehovene. Målingene viser effekttopper på henholdsvis 134,0 og 186,8 kW, men det er store sekvensielle variasjoner gjennom de medisinske undersøkelsene. Undersøkelsene har en gjennomsnittlig varighet på oppmot en halvtime, og ettersom MR-maskinene ikke kan skrus helt av er energibruken høy i løpet av døgnet. CT, PET/CT og røntgen har mye kortere undersøkelser og lavere effekttopper, som gjør at den gjennomsnittlige effekten blir lavere gjennom døgnet. Riktignok har PET/CT et kontinuerlig kjølebehov, som gjør at bunnlasten for strømtilførselen er høy. CT'en skal i praksis kunne slås helt av, men siden den tilhører akuttavdelingen står maskinen alltid i beredskap. Røntgen-maskinen har tydelig den laveste energibruken gjennom døgnet, siden effektbehovet er tilnærmet null mellom undersøkelsene.

Maskinenes påvirkning på kjølesystemene og varmebalansen på romnivå er undersøkt for MR og PET/CT. MR-maskinene er tilknyttet prosesskjøling med direkte væskekjøling, og fra målingene vises det at det i praksis er energibalanse mellom den elektriske energien og kjøleenergien gjennom døgnet. Dermed er det lite varme som slippes ut til rommet og ventilasjonsanlegget. Den elektriske effekten varierer tidvis stort fra sekund til sekund, men varmeavgivelsen til prosesskjølingen utjevnes på grunn av termisk treghet i systemet. Maks kjøleeffekt i prosesskjølekursene måles til henholdsvis 37,7 og 40,6 kW for MR 1 og MR 2, som er et godt stykke under den installerte kapasiteten. Dette gjør at kjøleanlegget i prinsippet kunne vært dimensjonert mindre. Ventilasjonsskjølingen er neglisjerbar i forhold til prosesskjølingen, som også vises med at det er lite temperaturendring i rommet. Til PET/CT brukes det 7 viftekonvektorer for å kjøle ned luften rundt maskinen. Fra målingene vises det at selv om maskinene har store kortvarige effekttopper er kjøleeffekten relativt stabil gjennom døgnet. Dette kan forklares med at varmen først slippes ut i romluften før den fanges opp av viftekonvektorene, så varmeavgivelsen utjevnes. Fra målingene er det ikke energibalanse mellom elektrisk energi og kjøleenergi, men dette skyldes sannsynligvis stor usikkerhet i temperaturmålingene.

Maskinenes samtidighet er betraktet fra simultane målinger på de to MR-maskinene. Samtidigheten i strømtilførselen beregnes til 0,83, men det er ikke usannsynlig at den vil nå 100 %, siden undersøkelsene startes helt uavhengig av hverandre. Ettersom starttidspunktet for hver medisinske undersøkelse er alene bestemt av personellet som opererer maskinene, vil det være utfordrende å redusere samtidigheten. Samtidigheten til to isolerte maskiner er riktignok ikke representativ for samtidigheten i hovedkursen, siden det også er tilkoblet mye annet utstyr i samme kurs. For prosesskjølingen oppnås det en samtidighetsfaktor på 0,62 mellom de to MR-maskinene i måleperioden. Denne er i hovedsak lav siden det reelle kjølebehovet til begge maskinene er mindre enn installert kapasitet.

I oppgaven er det også målt på hovedtilførselen for prosesskjøling til avdelingen med bilde-diagnostisk utstyr. Her observeres det at MR-maskinene gjør store utslag på den samlede kjøleeffekten. Siden varmeavgivelsen fra de andre typene med bildediagnostisk utstyr er tilsynelatende stabil, vil samtidigheten til MR-maskinene være dimensjonerende for prosesskjølingen til denne avdelingen.

Avslutningsvis er det undersøkt om de respektive maskinene gir et stort utslag på effektledet i nettleien til sykehuset, dersom avregningsintervallet kortes ned fra 60 minutter til 15 eller 5 minutter. Resultatene viser at nedkorting til 15-minutters intervall maksimalt gir en kostnadsøkning på 11521 kroner totalt gjennom året. Videre nedkorting til 5-minutters intervall medfører en maksimal økning på 28434 kroner totalt, hvorav den største MR-maskinen utgjør 12105 kroner. Dette er derimot neglisjerbart sammenliknet med sykehusets totale strømregning, som til eksempel var på over 9 millioner kroner i 2020.

8 FORSLAG TIL VIDERE ARBEID

Med bakgrunn i oppgavens begrensninger er det flere utestående oppgaver. Forslag til videre arbeid er listet opp i punktene under:

- Sammenstille måledata med loggførte undersøkelser, slik at effektbehovet i de ulike sekvensene kan knyttes opp til hvilket område av kroppen det tas bilder av. Hvis størrelsen på effekttoppene kan predikeres på bakgrunn av informasjon om fremtidige undersøkelser kan det potensielt bli lettere å redusere samtidigheten.
- Utvikle modell for maskinenes varmeavgivelse. Ved å lage en matematisk beskrivelse som forklarer varmeavgivelsen som funksjon av effektbehovet til maskinen kan kjølebehovet simuleres.
- Måle på ulike modeller for å generalisere data for et større utvalg av bildediagnostisk utstyr.
- Innhente måledata for lengre perioder. Denne oppgavens måleperioder er relativt korte, så det er ikke sikkert at datagrunnlaget er representativt for typisk forbruk.
- Måle på hovedtilførslene i de elektriske kursene og sammenstille med total installert last. Dette kan gi et bilde på samtidigheten for en større del av sykehuset.

REFERANSER

- [1] Miljødirektoratet, “Hovedfunn i første del i sjette hovedrapport.” Miljødirektoratet.no, publisert 09.08.2021. Hentet fra: <https://www.miljodirektoratet.no/ansvarsomrader/klimateksn/fns-klimateksn-ippc/dette-sier-fns-klimateksn/sjette-hovedrapport-forste-delrapport/hovedfunn-forste-delrapport/>. Sist lest: 20.08.2021.
- [2] Klima- og miljødepartementet, “Hva er de norske klimamålene?.” Regjeringen.no, oppdatert 05.10.2021. Hentet fra: <https://www.regjeringen.no/no/tema/klimateksn-og-miljo/klimateksn/innsiktsartikler-klimateksn/hva-er-de-norske-klimateksn/id2729729/?expand=factbox2729768>. Sist lest: 10.12.2021.
- [3] UngEnergi, “Energieffektivisering.” Ungenergi.no, oppdatert 05.07.2021. Hentet fra: <https://ungenergi.no/miljoteknologi/bygg/energieffektivisering/>. Sist lest: 30.11.2021.
- [4] Olje- og energidepartementet, “Bærekraftige bygg.” Energifaktanorge.no, oppdatert 03.01.2019. Hentet fra: <https://energifaktanorge.no/et-baerekraftig-og-sikkert-energisystem/baerekraftige-bygg/>. Sist lest: 15.10.2021.
- [5] Enova SF, “Enovas byggstatistikk 2017.” Enova, Trondheim, 2017.
- [6] T. Rohde og R. Martinez, “Hospital equipment and energy usage. applied research by the low energy hospitals project, norway.” SINTEF, Norge, mai 2014. [internett] Hentet fra: <https://sintef.brage.unit.no/sintef-xmlui/bitstream/handle/11250/2564764/A26100%25BDP3-01%25B-%25BHospital%25B%25BEquipment%25Band%25BEnergy%25BUsage%25Bv10.pdf?sequence=2&isAllowed=y>.
- [7] R. Martinez et al., “Energibruk i sykehus, status over energikrevende funksjonskrav og faktisk forbruk knyttet til bygg og utstyr og muligheter for effektivisering.” SINTEF, Norge, nov. 2011. [internett] Hentet fra: <https://www.sintef.no/globalassets/sintef-teknologi-og-samfunn/rapporter-sintef-ts/lavenergispsykehus-dok-f1-1-n-fase-1-sluttrapport-samlet-12.pdf>.
- [8] COCIR, “Self-regulatory initiative for the ecodesign of medical imaging equipment status report 2017.” COCIR, Brussel, Belgia, juli 2018. [internett] Hentet

- fra: https://www.cocir.org/fileadmin/6_Initiatives_SRI/SRI_Status_Report/COCIR_SRI_Status_Report_-_July_2017_-_Final_.pdf.
- [9] J.J. Knott, L. Varangu, K. Waddington, T. East og S. Shi, “Medical Imaging Equipment Energy Use Study: Assessing Opportunities to Reduce Energy Consumption in the Health Care Sector.” The Canadian Coalition for Green Health Care, Canada, mars 2017. [internett]. Hentet fra: <https://greenhealthcare.ca/wp-content/uploads/2016/11/Medical-Imaging-Equipment-Energy-Use-CCGHC-2017.pdf>.
- [10] A. Von Meier, *Electric power systems: a conceptual introduction*. John Wiley & Sons, 2006.
- [11] K.A. Rosvold, “Nettsystem.” Snl.no, oppdatert 30.11.2018. Hentet fra: <https://snl.no/nettsystem>. Sist lest: 18.11.2021.
- [12] Wikimedia Commons, “Circuit diagram of an TN-S earthing system.” commons.wikimedia.org. Hentet fra: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:TN-S-earthing_no.svg. Sist lest: 30.11.2021.
- [13] K. Broadhouse, “The physics of MRI and how we use it to reveal the mysteries of the mind,” *Front. Young Minds*, vol. 7, p. 23, 2019.
- [14] National Health Service, “MRI Scan.” NHS.uk. Hentet fra: <https://www.nhs.uk/conditions/mri-scan/what-happens/>. Sist lest: 16.11.2021.
- [15] Siemens Healthineers, “Magnetom skyra.” Siemens-healthineers.com. Hentet fra: <https://www.siemens-healthineers.com/magnetic-resonance-imaging/3t-mri-scanner/magnetom-skyra>. Sist lest: 16.11.2021.
- [16] A.D. Elster, “Superconductivity.” MRIquestions.com. Hentet fra: <https://mriquestions.com/perpetual-motion.html>. Sist lest: 16.11.2021.
- [17] A.D. Elster, “Gradient coils.” MRIquestions.com. Hentet fra: <https://mriquestions.com/gradient-coils.html>. Sist lest: 16.11.2021.
- [18] TeachMe Anatomy, “Plain Film X-Ray.” Teachmeanatomy.info. Hentet fra: <https://teachmeanatomy.info/the-basics/imaging/x-ray/>. Sist lest: 17.11.2021.

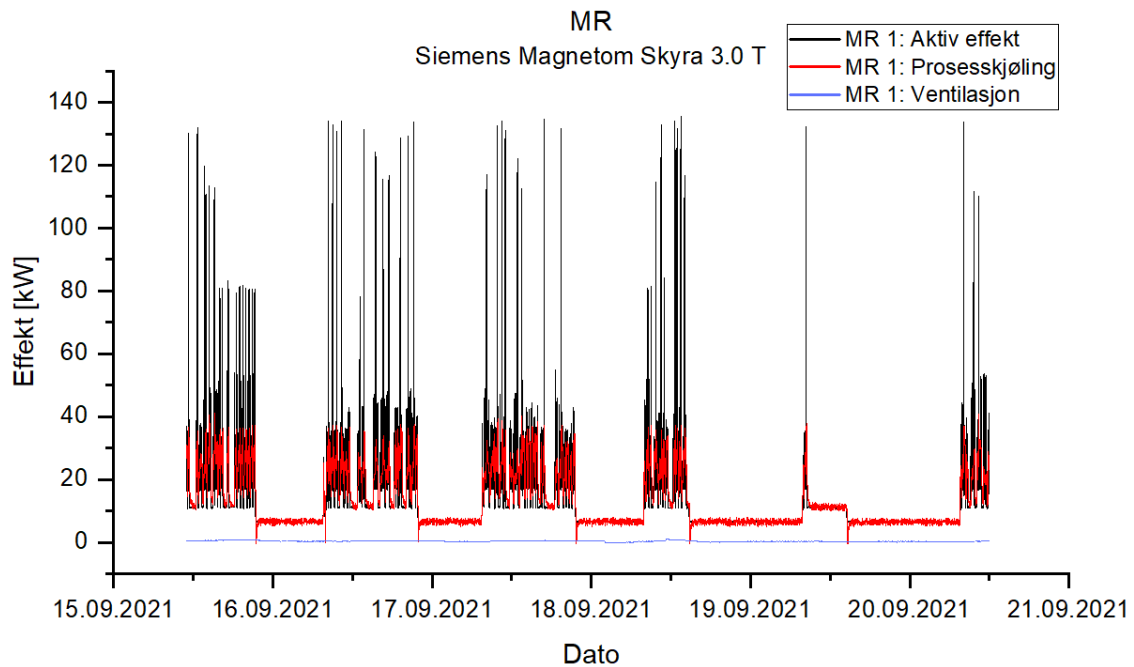
- [19] TeachMe Anatomy, “Computed Tomography (CT) Scanning.” Teachmeanatomy.info. Hentet fra: <https://teachmeanatomy.info/the-basics/imaging/computed-tomography-ct-scans/>. Sist lest: 17.11.2021.
- [20] Philips, “Ct 5000 ingenuity.” Philips.no. Hentet fra: <https://www.philips.no/healthcare/product/HCN0CTN193/ct-5000-ingenuity-ct-scanner#mediagallery>. Sist lest: 16.11.2021.
- [21] M. Brekke og A. Borthne, “PET.” Store medisinske leksikon på snl.no, oppdatert 30.09.2021. Hentet fra: <https://sml.snl.no/PET>. Sist lest: 17.11.2021.
- [22] GE Healthcare, *Discovery MI PET/CT Pre-Installation Manual*, 2 ed., Jul. 2005. Installasjonsmanual.
- [23] V. Novakovic, SO. Hanssen, JV. Thue, I. Wangensteen og FO. Gjerstad, *Enøk i bygninger-Effektiv energibruk*. Gyldendal undervisning, 2014.
- [24] I. Bryn, “Personlig kommunikasjon.” Erichsen & Horgen. Høst 2021.
- [25] B. Zohuri, “Heat exchanger types and classifications.” i *Compact Heat Exchangers*, Springer, 2017, s.19-56.
- [26] Y.A. Cengel, *Heat and Mass Transfer: A Practical Approach*. McGraw-Hill, 3 ed., 2006.
- [27] C. Borgnakke og R.E. Sonntag, *Fundamentals of thermodynamics*. John Wiley & Sons, 2014.
- [28] M. Thyholt, A.G. Lien og T.H Dokka, “Kartlegging av mekanisk kjøling i nye kontor-og forretningsbygg.” SINTEF Bygg og miljø, Trondheim, Norge, 2001.
- [29] B. Morris, “Fan coil units. what, where & how.” Constructandcommission.com. Hentet fra: <https://constructandcommission.com/what-is-a-fan-coil-unit/>. Sist lest: 16.11.2021.
- [30] D. Zijdemans, *Vannbaserte oppvarmings-og kjølesystemer*. Skarland, 2012.
- [31] Electrical installation, “Estimation of actual maximum kva demand.” Electrical-installation.org. Hentet fra: https://www.electrical-installation.org/enwiki/Estimation_of_actual_maximum_kVA_demand. Sist lest: 18.11.21.

- [32] Elvia, “Nettleiepriser og effekttariff for bedrifter i Oslo og Viken..” Elvia.no. Hentet fra: <https://www.elvia.no/nettleie/alt-om-nettleie/nettleiepriser-og-effekttariff-for-bedrifter-i-oslo-og-viken/>. Sist lest: 16.09.2021.
- [33] Norges vassdrags- og energidirektorat, “Høring: Modell for innføring av 15 minutters balanseavregning samt forslag til nye funksjonskrav og krav til sikkerhet for AMS.” Nve.no. Hentet fra: <https://www.nve.no/reguleringsmyndigheten/nytt-fra-rme/nyheter-reguleringsmyndigheten-for-energi/horing-modell-for-innforing-av-15-minutters-balanseavregning-samt-forslag-til-nye-funksjonskrav-og-krav-til-sikkerhet-for-ams/>. Sist lest: 13.12.2021.
- [34] Sykehuset Østfold, “Sykehuset Østfold Kalnes.” Sykehuset-ostfold.no. Hentet fra: <https://sykehuset-ostfold.no/steder/sykehuset-ostfold-kalnes#praktisk-informasjon>. Sist lest: 06.10.21.
- [35] J. Lervik m.fl., “Personlig kommunikasjon.” Teknisk avdeling ved Sykehuset Østfold Kalnes. Høst 2021.
- [36] Hioki E.E. corporation, “Clamp on power hitester 3169.” Hioki.com. Hentet fra: https://www.hioki.com/global/products/pqa/power-loggers/id_5816. Sist lest: 26.08.2021.
- [37] Hioki, *Clamp on power Hitester 3169-20,3169-21*, 11 ed., Jan. 2019. Instruksjonsmanual.
- [38] RS components, “HOBUT MICRO 19 Split Core Current Transformer.” Rs-online.com. Hentet fra: <https://no.rs-online.com/web/p/current-transformers/7752714/>. Sist lest: 09.12.2021.
- [39] IMI Hydronic Engineering, “TA-Scope.” imi-hydronic.com. Hentet fra: <https://www.imi-hydronic.com/en-mea/product/ta-scope>. Sist lest: 23.11.2021.
- [40] IMI Hydronic Engineering, *7-5-6 TA-SCOPE*, 6 ed., Des. 2020. Instruksjonsmanual.
- [41] Swema, “SWA 31 anemometer.” Swema.com. Hentet fra: <https://www.swema.com/Air%20Flow/SWA%2031>. Sist lest: 09.12.2021.
- [42] Siemens Healthineers, *MAGNETOM Skyra – A Tim + Dot System: Tim [204×24] XQ Gradients*, Sep. 2020. Datablad.

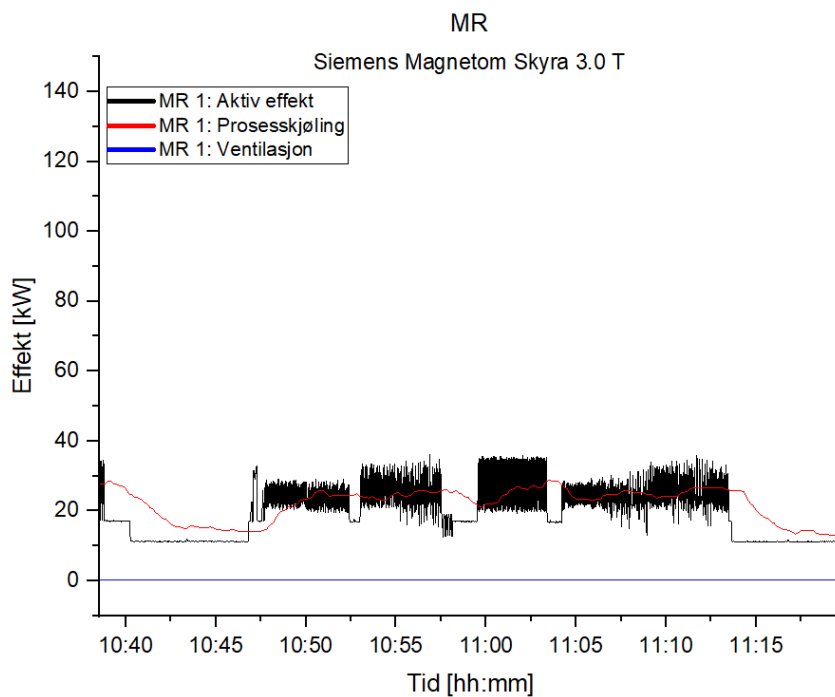
- [43] Siemens Healthineers, *MAGNETOM Aera – A Tim + Dot System: Tim [204×48] XQ Gradients*, Sep. 2020. Datablad.
- [44] Philips, *Ingenuity Family*. Teknisk referanseveiledning nr. 459801130021A.

A VEDLEGG

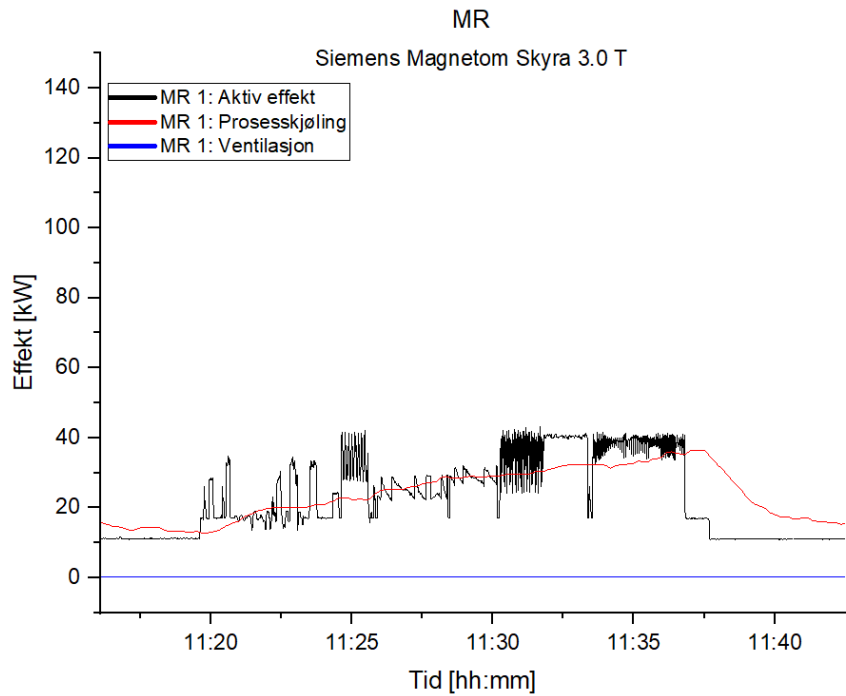
A.1 MR 1: Siemens Magnetom Skyra



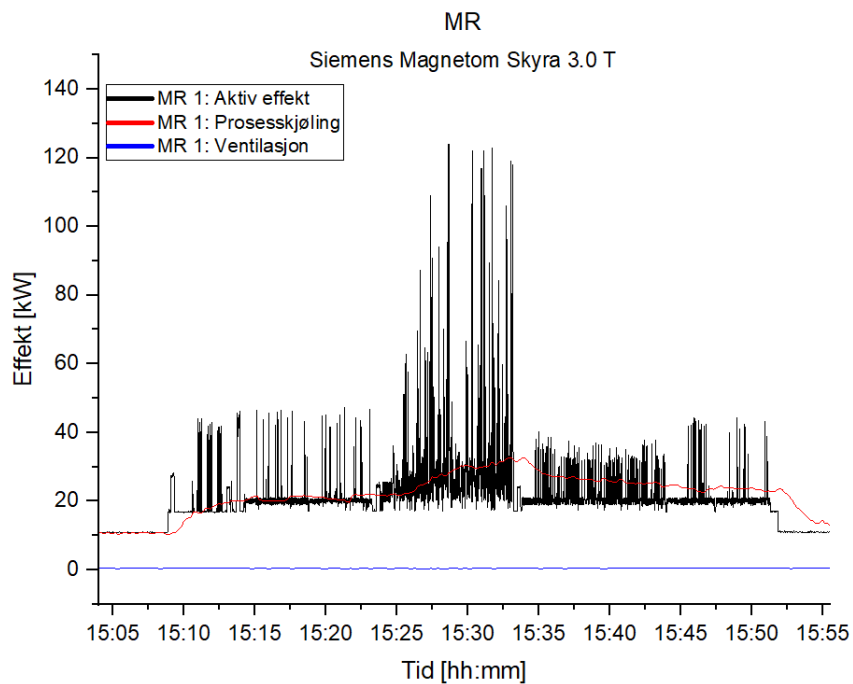
Figur A.1: MR 1 - Aktiv effekt, proseskjøling og ventilasjonskjøling fra onsdag 15.09.21 kl. 11:00 til mandag 20.09.21 kl. 12:00.



Figur A.2: MR 1 - Eksempel 1 for effektbehov gjennom en undersøkelse, torsdag 16.09.21

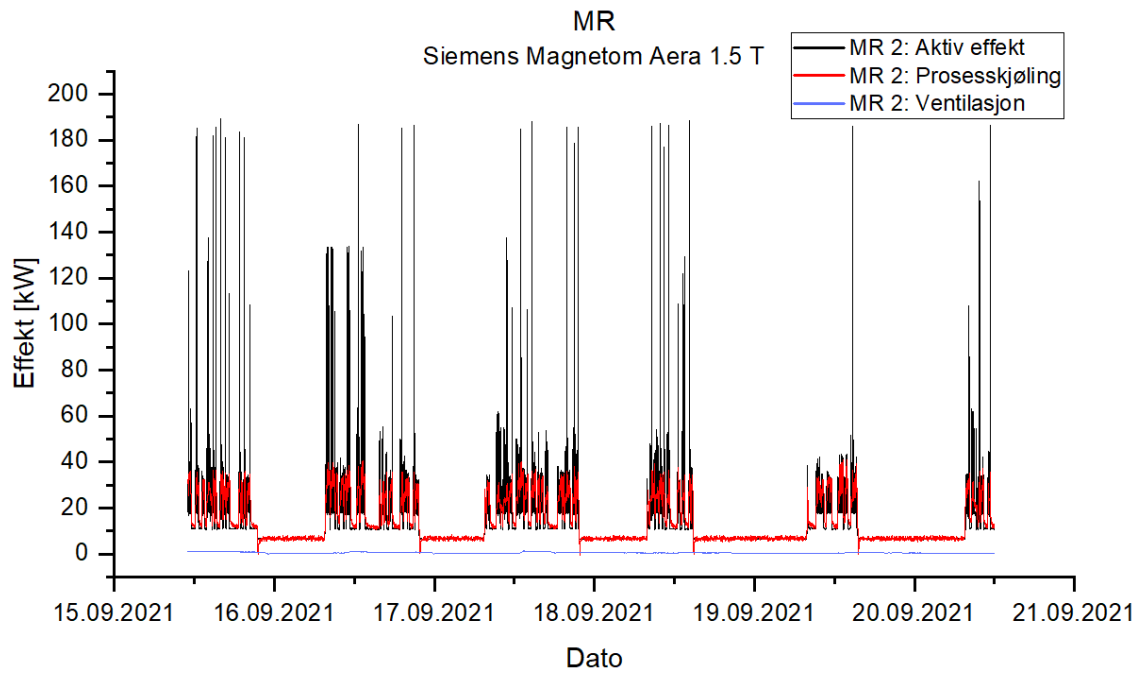


Figur A.3: MR 1 - Eksempel 2 for effektbehov gjennom en undersøkelse, torsdag 16.09.21.

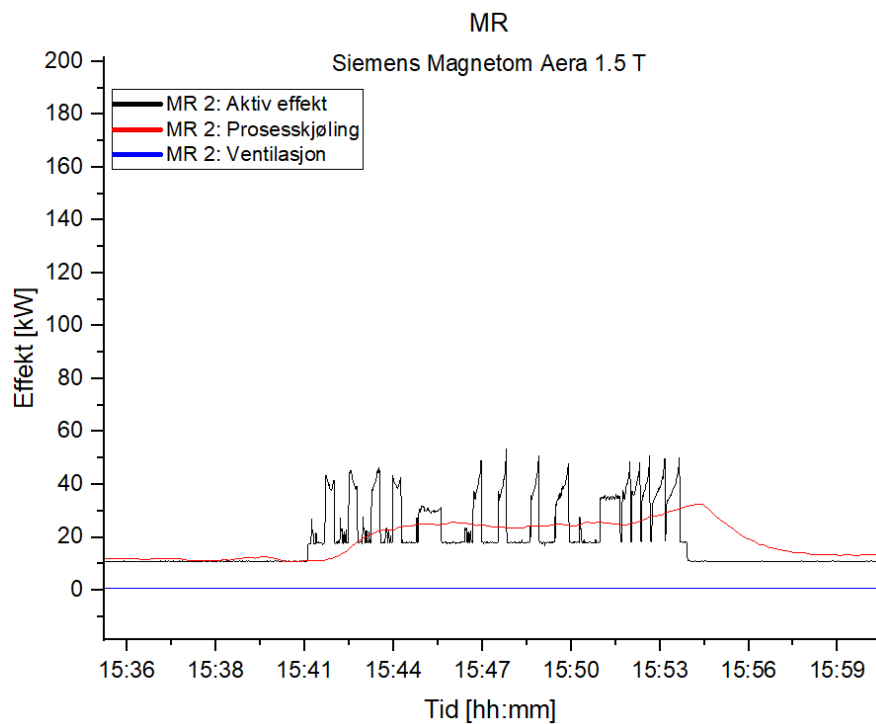


Figur A.4: MR 1 - Eksempel 3 for effektbehov gjennom en undersøkelse, torsdag 16.09.21.

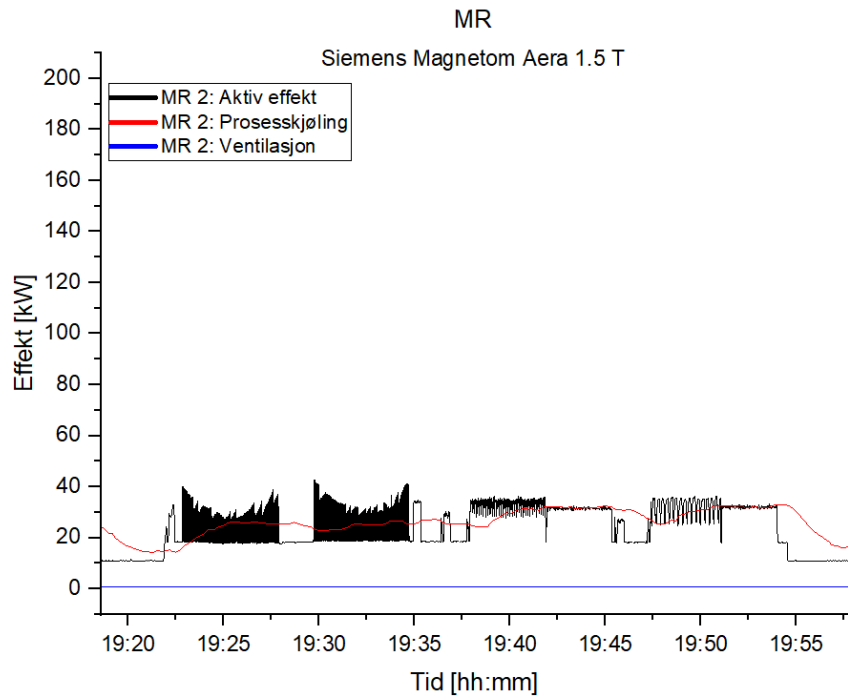
A.2 MR 1: Siemens Magnetom Aera



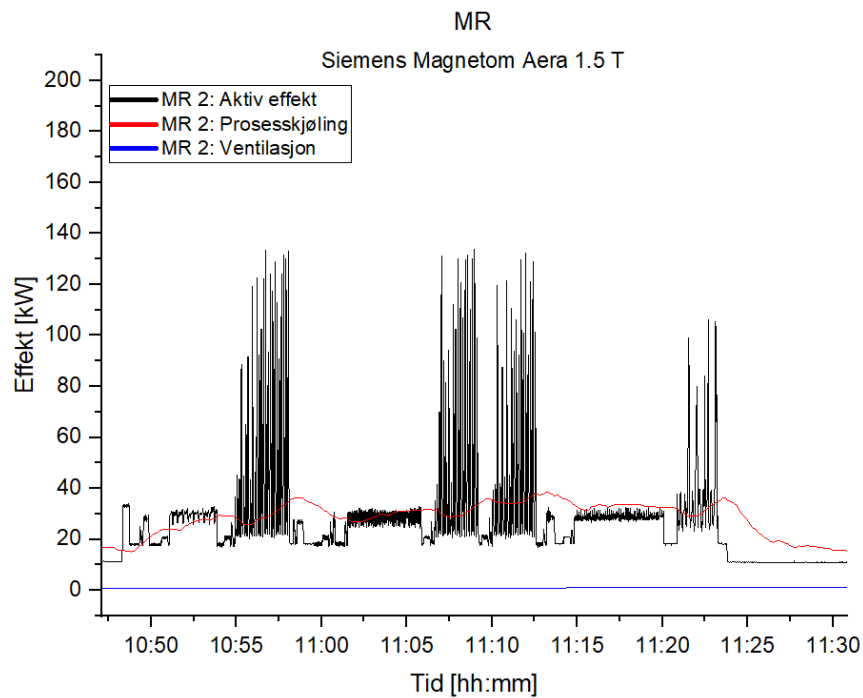
Figur A.5: MR 2 - Aktiv effekt, prosesskjøling og ventilasjonskjøling fra onsdag 15.09.21 kl. 11:00 til mandag 20.09.21 kl. 12:00.



Figur A.6: MR 2 - Eksempel 1 for effektbehov gjennom en undersøkelse, torsdag 16.09.21.

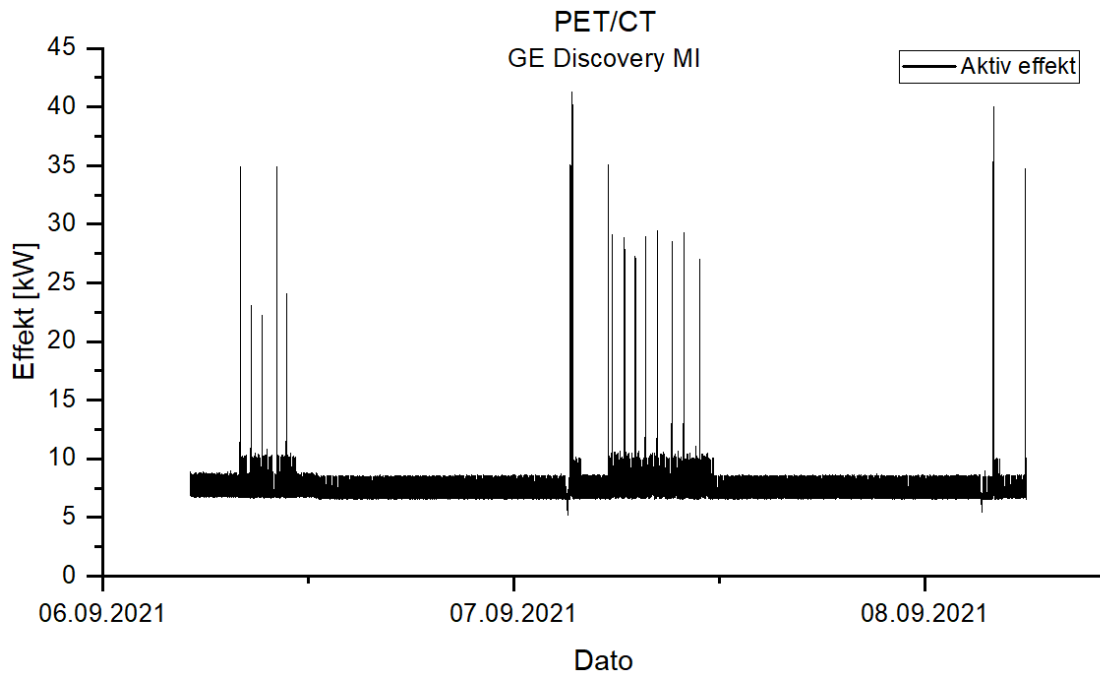


Figur A.7: MR 2 - Eksempel 2 for effektbehov gjennom en undersøkelse, torsdag 16.09.21.



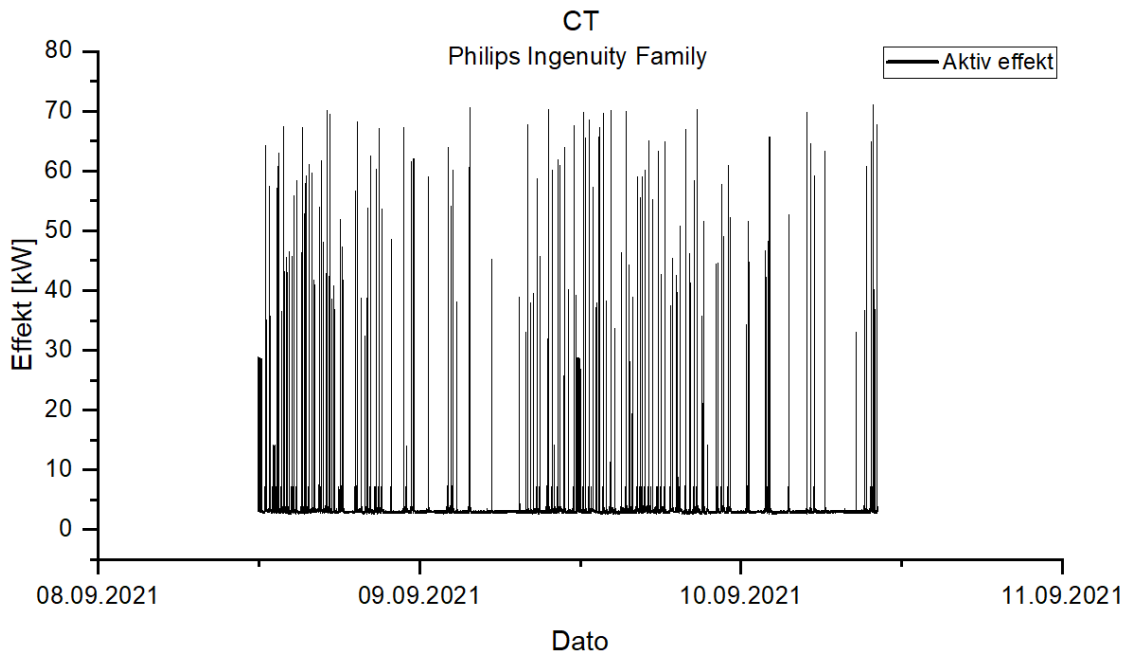
Figur A.8: MR 2 - Eksempel 3 for effektbehov gjennom en undersøkelse, torsdag 16.09.21.

A.3 PET/CT: GE Discovery MI

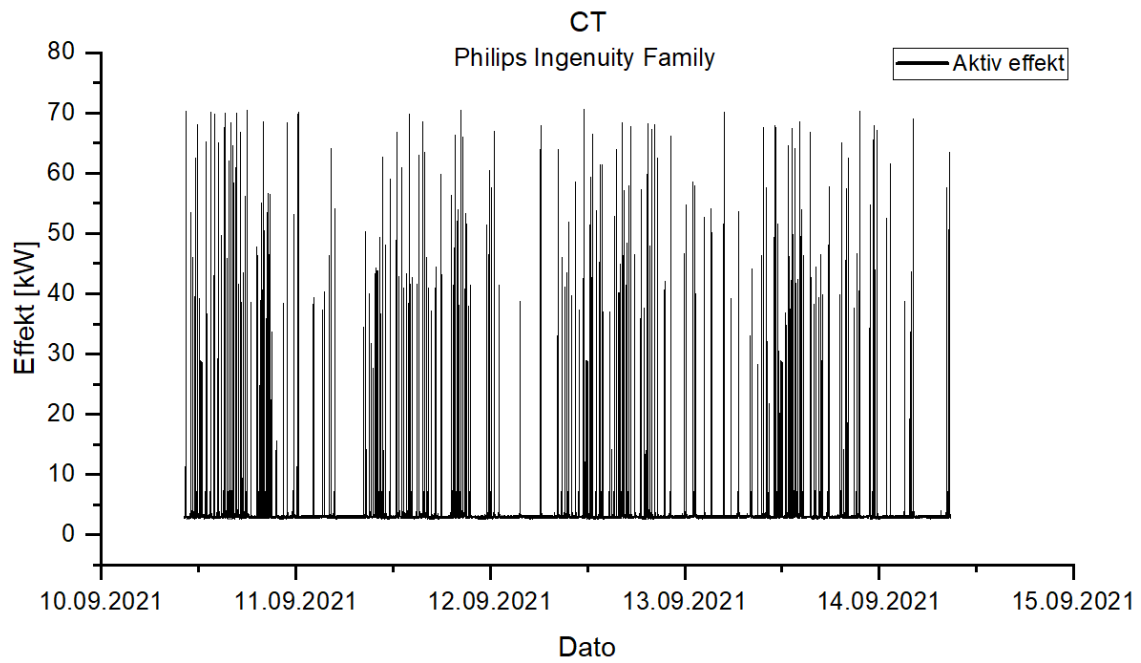


Figur A.9: PET/CT - Aktiv effekt fra mandag 06.09.21 kl. 09 til onsdag 08.09.21 kl. 10.

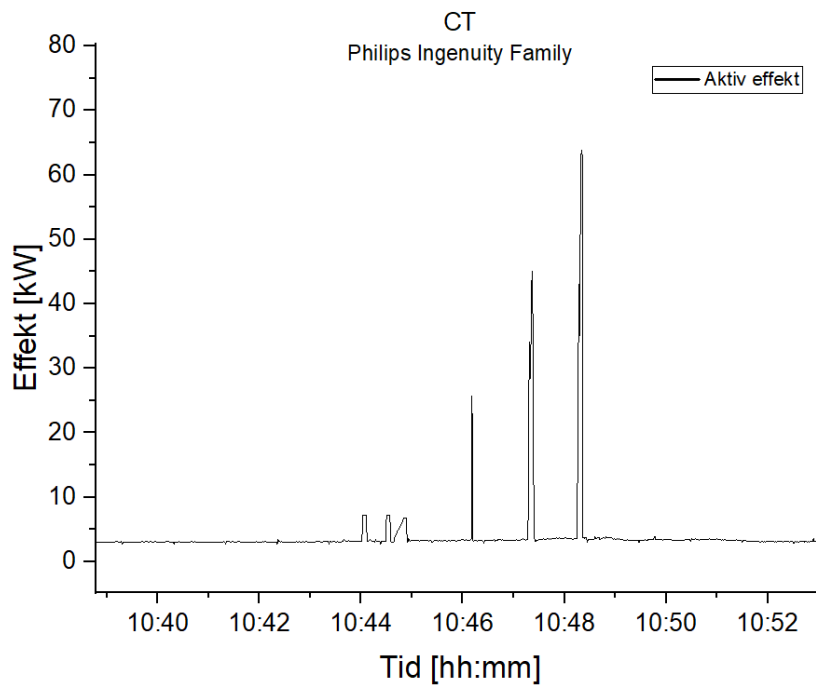
A.4 CT: Philips Ingenuity family



Figur A.10: CT - Aktiv effekt fra onsdag 08.09.21 kl. 12 til fredag 10.09.21 kl. 10

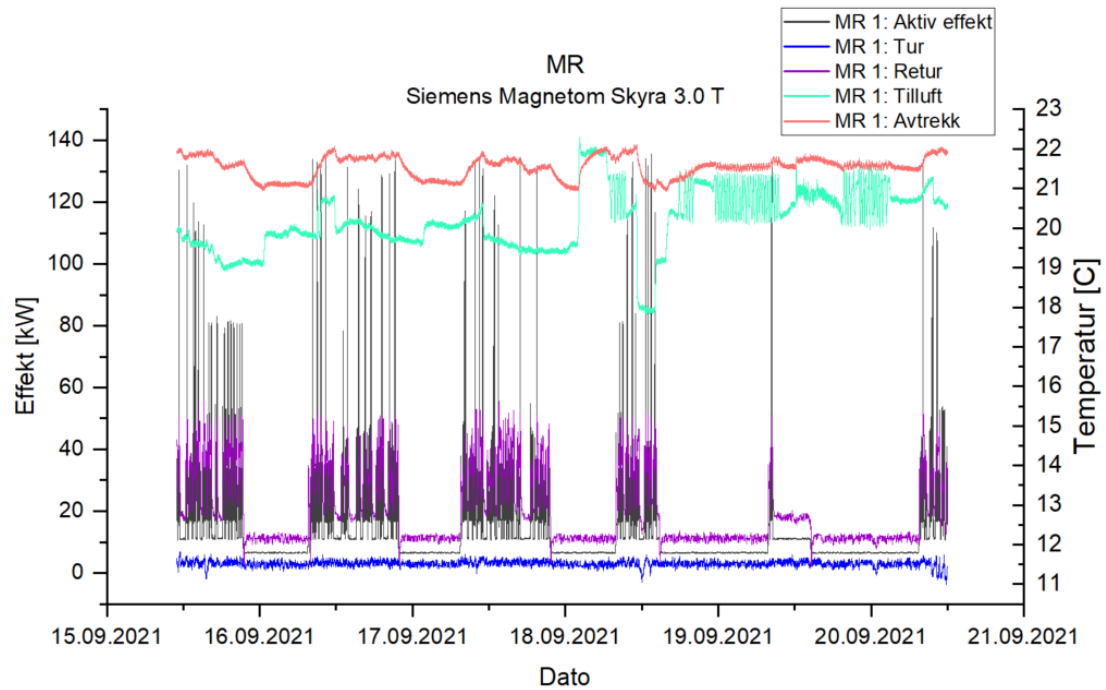


Figur A.11: CT - Aktiv effekt fra fredag 10.09.21 kl. 10 til tirsdag 14.09.21 kl. 09

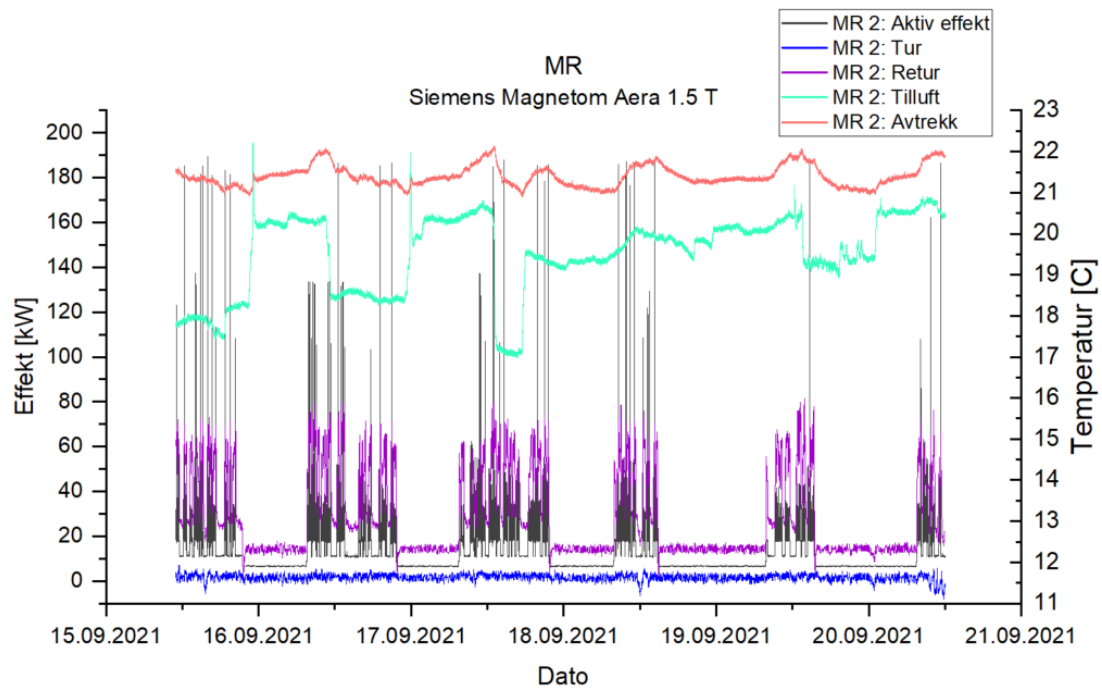


Figur A.12: CT - Eksempel på effektbehov gjennom en undersøkelse, torsdag 09.09.21.

A.5 Temperaturpåvirkning

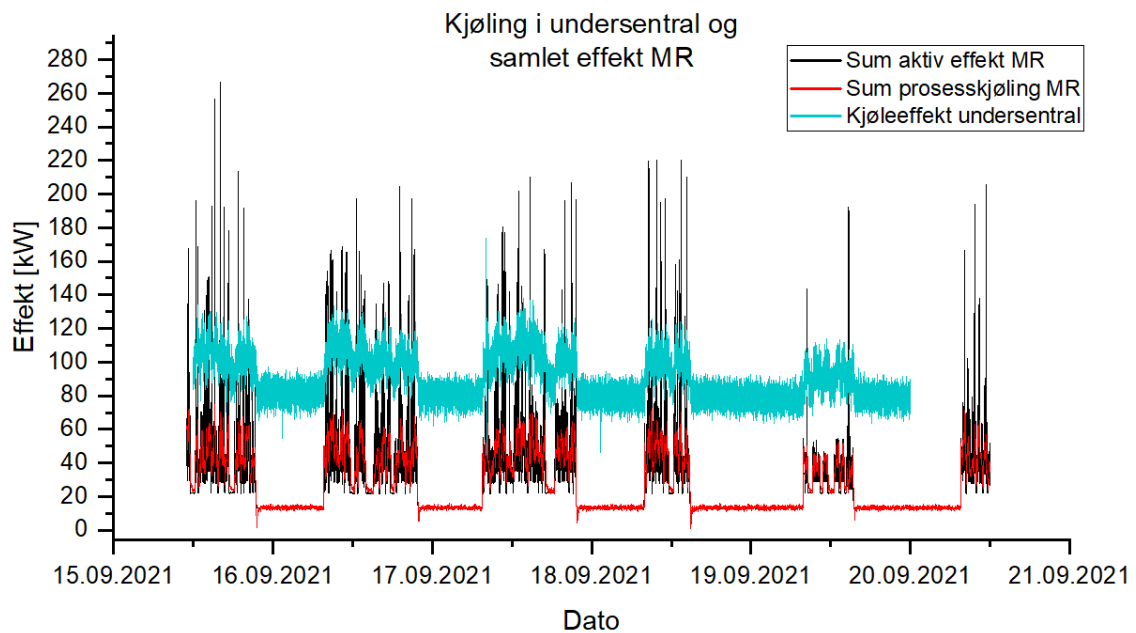


Figur A.13: MR 1 - Temperaturer i prosesskjøling og ventilasjonsanlegg fra onsdag 15.09.21 kl. 11:00 til mandag 20.09.21 kl. 12:00.



Figur A.14: MR 2 - Temperaturer i prosesskjøling og ventilasjonsanlegg fra onsdag 15.09.21 kl. 11:00 til mandag 20.09.21 kl. 12:00.

A.6 Kjøling i undersentral og samlet effekt MR



Figur A.15: Kjøleeffekt i undersentral og samlet effekt fra MR 1 og MR 2, onsdag 15.09.21 kl. 11:00 til mandag 20.09.21 kl. 12:00.

A.7 Python-kode for effektavregning

```
# -*- coding: utf-8 -*-
"""
Created on Wed Oct 6 21:31:56 2021
@author: Matteus

Foelgende kode finner alle avregninger i 60-, 15- og 5-
minutters intervaller gjennom en bestemt dag.
"""

import pandas as pd
import matplotlib.pyplot as plt
import statistics as stat
import numpy as np

# Leser datafil og henter effektmaalinger fra en bestemt dag
data = pd.read_csv('MR2_SIM.CSV', skiprows=14, sep=';')
```

```
datasett = data[["DATE", "TIME", "P_INST [W] _1"]]
dato = datasett[datasett["DATE"]=="16.09.2021"]
effekt = dato["P_INST [W] _1"]/1000

# definerer antall sekunder i intervallene
intervall_5 = 5*60 # [s]
intervall_15 = 15*60 # [s]
intervall_60 = 60*60 # [s]

# lager tomme lister
gjennomsnitt_5=[]
gjennomsnitt_15=[]
gjennomsnitt_60=[]

#Itererer gjennom maalepunktene og lagrer gjennomsnittene i liste
for i in range(intervall_5 , len(effekt)+1):
    gjennomsnitt_5.append(stat.mean(effekt [i-intervall_5 : i]))
for i in range(intervall_15 , len(effekt)+1):
    gjennomsnitt_15.append(stat.mean(effekt [i-intervall_15 : i]))
for i in range(intervall_60 , len(effekt)+1):
    gjennomsnitt_60.append(stat.mean(effekt [i-intervall_60 : i]))

# Lager lister fra 0-100
prosent_5 = np.linspace(0,100,num=len(gjennomsnitt_5))
prosent_15 = np.linspace(0,100,num=len(gjennomsnitt_15))
prosent_60 = np.linspace(0,100,num=len(gjennomsnitt_60))

# Sorterer gjennomsnittene fra stoerst til minst
gjennomsnitt_5.sort(reverse=True)
gjennomsnitt_15.sort(reverse=True)
gjennomsnitt_60.sort(reverse=True)
```

```
# Finner maks avregning
max_5=max(gjennomsnitt_5)
max_15=max(gjennomsnitt_15)
max_60=max(gjennomsnitt_60)

# Plotter gjennomsnittene fordelt paa akse fra 0 til 100
plt.plot(prosent_5 ,gjennomsnitt_5 , 'r' ,label='5_min._intervall')
plt.plot(prosent_15 ,gjennomsnitt_15 , 'b' ,label='15_min._intervall')
plt.plot(prosent_60 ,gjennomsnitt_60 , 'k' ,label='60_min._intervall')

plt.title('Varighetskurve_for_ulike_avregningsintervaller\
\nMR1_Skyra_3.0_T')
plt.legend()
plt.grid()
plt.xlabel('Prosentandel_av_dgn [%]')
plt.ylabel('Effekt [kW]')
```



Norges miljø- og biovitenskapelige universitet
Noregs miljø- og biovitenskapelige universitet
Norwegian University of Life Sciences

Postboks 5003
NO-1432 Ås
Norway