



**PERBEDAAN KELARUTAN ZINC *PHOSPHATE CEMENT*
KONVENSIIONAL DAN ZINC *PHOSPHATE CEMENT* NANO
PADA SALIVA BUATAN DENGAN pH 6,7**

SKRIPSI

**UNTUK MEMENUHI PERSYARATAN
MEMPEROLEH GELAR SARJANA**

OLEH :

**LINDA AGUSTIN
155070401111004**

**PROGRAM STUDI SARJANA KEDOKTERAN GIGI
FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
MALANG**

2019



HALAMAN PENGESAHAN SKRIPSI

**PERBEDAAN KELARUTAN ZINC PHOSPHATE CEMENT
KONVENSIIONAL DAN ZINC PHOSPHATE CEMENT NANO
PADA SALIVA BUATAN DENGAN pH 6,7**

Oleh:

Linda Agustin

155070401111004

**Telah diajukan di depan Majelis Penguji pada 04 Februari 2019
dan dinyatakan memenuhi syarat memperoleh gelar Sarjana
dalam Bidang Kedokteran Gigi**

**Menyetujui,
Pembimbing**

drg. Dini Rachmawati, Sp.KGA
NIP 197811192010122002

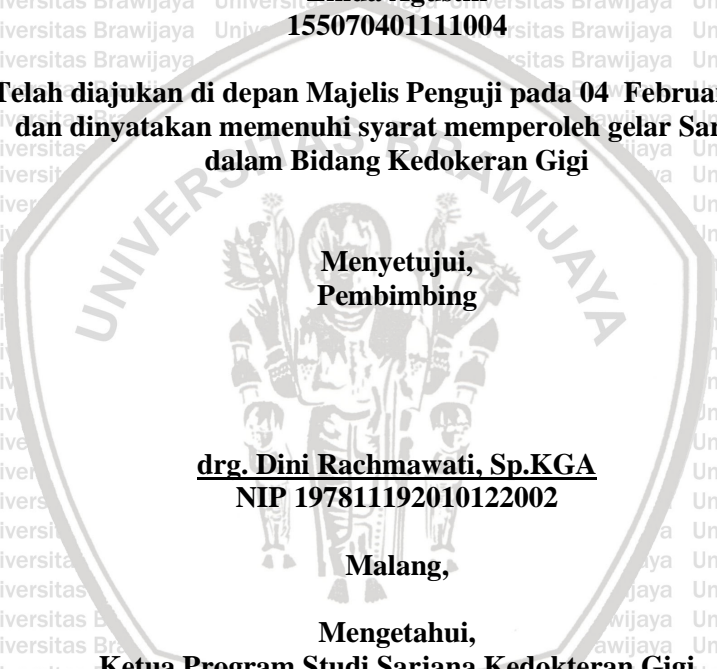
Malang,

Mengetahui,

**Ketua Program Studi Sarjana Kedokteran Gigi
Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya**

drg. Yuliana Ratna Kumala, Sp.KG

NIP 198004092008122004



HALAMAN PERSETUJUAN SKRIPSI

**PERBEDAAN KELARUTAN ZINC PHOSPHATE
CEMENT KONVENSIONAL DAN ZINC PHOSPHATE
CEMENT NANO PADA SALIVA BUATAN DENGAN pH
6,7**

Oleh:

**Linda Agustin
155070401111004**

Menyetujui untuk diuji:

Pembimbing

**drg. Dini Rachmawati, Sp.KGA
NIP 197811192010122002**



PERNYATAAN ORISINALITAS SKRIPSI

Saya menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa sepanjang pengetahuan saya, di dalam naskah skripsi ini tidak terdapat karya ilmiah yang pernah diajukan oleh orang lain untuk memperoleh gelar akademik di suatu perguruan tinggi, dan tidak terdapat karya atau pendapat yang pernah ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis dikutip dalam naskah ini dan disebutkan dalam sumber kutipan dan daftar pusaka.

Apabila ternyata di dalam naskah disertasi ini dapat dibuktikan unsur-unsur plagiasi, saya bersedia skripsi ini digugurkan dan gelar akademik yang telah saya peroleh SARJANA dibatalkan, serta diproses sesuai dengan peraturan perundang-undangan yang berlaku (UU No. 20 Tahun 2003, Pasal 25 ayat 2 dan Pasal 70).

Malang, 4 Februari 2019

Yang Menyatakan,

Linda Agustin

155070401111004

ABSTRAK

Linda Agustin, 155070401111057, Program Studi Sarjana Kedokteran Gigi, Universitas Brawijaya, Malang. 4 Februari 2019, “Perbedaan Kelarutan *Zinc Phosphate Cement* Konvensional dan *Zinc Phosphate Cement* Nano Pada Saliva Buatan Dengan pH 6,7”, Tim Pembimbing: drg. Dini Rachmawati, Sp. KGA

Zinc Phosphate Cement merupakan bahan semen gigi yang digunakan dalam bidang kedokteran gigi, yang memiliki kelarutan relatif rendah dan apabila di pH yang rendah kelarutan akan tinggi. Pada penelitian ini, peneliti membuat *zinc phosphate cement* nano yang diharapkan dapat menghasilkan bahan semen gigi yang memiliki kelarutan yang lebih rendah daripada bahan konvensional sehingga dapat bertahan lebih lama dalam rongga mulut. **Tujuan:** untuk mengetahui perbedaan kelarutan antara *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement* nano pada saliva buatan pH 6,7 selama 24 jam. **Metode:** pembuatan bahan *zinc phosphate cement* nano dilakukan melalui metode *top down*, yaitu *milling*. Desain penelitian ini adalah *post test only design* karena tidak terdapat variabel kontrol. Analisis data statistik menggunakan uji *t-test* berpasangan dan *t t-test independen* dengan menggunakan 20 sampel, yaitu 10 sampel bahan nano dan 10 sampel bahan konvensional. **Hasil:** Terdapat perbedaan *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement* nano sebelum dan sesudah diberi perlakuan. *Zinc phosphate cement* konvensional memiliki nilai signifikansi 0,000 dan *t*-hitung 6,308. *Zinc phosphate cement* nano memiliki nilai signifikansi sebesar 0,000 dan *t*-hitung 16,207. Kelarutan *zinc phosphate cement* sebelum dan sesudah diberi perlakuan dengan metode perendaman saliva buatan pH 6,7 relatif terdapat perbedaan dengan nilai signifikansi sebesar 0,004 dan *t*-hitung 3,286. **Kesimpulan:** Kelarutan *zinc phosphate cement* nano lebih tinggi dari *zinc phosphate cement* konvensional.

Kata kunci: *Zinc phosphate cement* konvensional, *zinc phosphate cement* nano, kelarutan

ABSTRACT

Linda Agustin, 155070401111057, Study Program of Dentistry, University of Brawijaya, Malang, February 4th, 2019, "The Difference of Solubility Level of Conventional Zinc Phosphate Cement and Nano Zinc Phosphate Cement on Artificial Saliva with pH 6,7", Supervisor: drg. Dini Rachmawati, Sp. KGA

Zinc Phosphate Cement is a material of dental cement which is used in the field of Dentistry, which has relatively low solubility level and if at the low pH then the solubility level will increase. In this study, the researcher made nano *zinc phosphate cement* that is expected to produce dental cement material which has a lower solubility level than conventional material so it can last longer in the oral cavity. **Objective:** to find out the difference of solubility level of conventional *zinc phosphate cement* group and nano *zinc phosphate cement* on artificial saliva with pH 6,7 for 24 hours. **Method:** making of nano *zinc phosphate cement* material was conducted through *top down* method namely *milling*. The design of this study is post-test only design because there are no control variable. Statistical analysis using *paired samples t-test* and *independent sample t-test* with 20 samples, that is 10 samples of nano and 10 samples of conventional. **Result:** there is difference of solubility level of conventional *zinc phosphate cement* group and nano *zinc phosphate cement* before and after being treated. Conventional *zinc phosphate cement* has a significance value 0,000 and t-count 6,308. Nano *zinc phosphate cement* has a significance value 0,000 and t-count 16,207. Solubility of *zinc phosphate cement* before and after being treated in artificial saliva soaking with pH 6,7 relatively difference with a significance value 0,004 and t-count 3,286. **Conclusion:** the solubility of nano *zinc phosphate cement* is higher than conventional *zinc phosphate cement*.

Keywords: Conventional *zinc phosphate cement*, nano *zinc phosphate cement*, solubility.



KATA PENGANTAR

Segala puji dan syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT, karena atas berkat dan rahmat-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan proposal tugas akhir dengan judul “Perbedaan Kelarutan *Zinc Phosphate Cement* Konvensional dengan *Zinc Phosphate Cement Nano* Pada Saliva Buatan Dengan PH 6,7”. Proposal tugas akhir ini diajukan untuk memenuhi tugas mata kuliah Metodologi Penelitian Ilmiah 1.

Dalam penulisan proposal tugas akhir ini, penulis menyadari bahwa proposal tugas akhir ini tidak dapat terselesaikan tanpa bimbingan, bantuan, dan dukungan dari berbagai pihak. Dengan selesainya proposal tugas akhir ini, penulis menyampaikan rasa terimakasih kepada:

1. drg. R. Setyohadi, M.S selaku Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya.
2. drg. Yuliana Ratna Kumala, Sp.KG selaku Kepala Program Studi Pendidikan Dokter Gigi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya
3. drg. Dini Rachmawati, Sp KGA selaku dosen pembimbing yang telah meluangkan waktu, tenaga, dan pikiran dalam memberikan masukan dan bimbingan kepada penulis sehingga skripsi ini dapat terselesaikan.
4. drg. Chandra Sari Kurniawati, Sp.KG selaku dosen penguji I dan drg. Delvi Fitriani, M.Kes selaku dosen penguji II yang telah meluangkan waktu, tenaga, dan pikiran dalam memberikan



masukan dan bimbingan kepada penulis sehingga skripsi ini dapat terselesaikan.

5. Dr. Heru Harsono, M.Si selaku dosen Fisika UB yang telah meluangkan waktu, tenaga, dan pikiran dalam memberikan masukan dan bimbingan kepada penulis sehingga skripsi ini terselesaikan.
6. Seluruh Dosen dan Staff Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya atas segala ilmu yang telah diberikan kepada penulis.
7. Bapak, Mama, serta kakak dan adik yang selalu memberikan doa, motivasi, serta dorongan setiap harinya kepada penulis.
8. Teman-teman terdekat penulis (Reza Pratama, Devi, Btary, Fifi, Rizka, Kurnia, Virle, Nauroh, Diandra), teman kelompok proposal departemen *Dental Material* dan Nano, serta teman-teman Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Brawijaya angkatan 2015 yang memberi semangat dan motivasi kepada penulis.
9. Semua pihak yang telah mendukung penulis, yang tidak dapat penulis sebutkan satu-persatu.

Semoga Semoga Allah SWT senantiasa melimpahkan rahmat-Nya dan membalas semua amal kebaikan mereka. Oleh karena itu, penulis membuka diri untuk segala kritik dan saran yang membangun. Dengan demikian, semoga proposal tugas akhir ini dapat bermanfaat bagi yang membutuhkan.

Malang, 04 Februari 2019

Penulis



DAFTAR ISI

Halaman

Halaman Judul.....	i
Halaman Pengesahan.....	ii
Halaman Persetujuan.....	iii
Pernyataan Orisinalitas Skripsi.....	iv
Abstrak.....	v
<i>Abstract</i>	vi
Kata Pengantar.....	vii
Daftar Isi.....	ix
Daftar Gambar.....	xii
Daftar Tabel.....	xiii
Daftar Singkatan.....	xiv
Daftar Lampiran.....	xv

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	4
1.3 Tujuan.....	4
1.3.1 Tujuan Umum.....	4
1.3.2 Tujuan Khusus.....	4
1.4 Manfaat Penelitian.....	4
1.4.1 Bagi Institusi Pendidikan.....	4
1.4.2 Bagi Petugas Kesehatan.....	4

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 <i>Zinc Phosphate Cement</i>	7
2.1.1 Komposisi <i>Zinc Phosphate Cement</i>	7
2.1.2 Manipulasi <i>Zinc Phosphate Cement</i>	9
2.1.3 <i>Working Time</i> dan <i>Setting Time Zinc Phosphate Cement</i>	12
2.1.4 Reaksi <i>Setting Zinc Phosphate Cement</i>	12
2.1.5 Sifat Biologis <i>Zinc Phosphate Cement</i>	13
2.1.6 Tingkat Erosi <i>Zinc Phosphate Cement</i>	14



2.1.7 Sifat Mekanis <i>Zinc Phosphate Cement</i>	15
2.1.8 Keuntungan dan Kerugian <i>Zinc Phosphate Cement</i>	16
2.1.9 Indikasi dan Kontraindikasi <i>Zinc Phosphate Cement</i>	17
2.2 Daya Larut <i>Zinc Phosphate Cement</i>	18
2.3 Nanoteknologi Kedokteran Gigi	19
2.3.1 Sejarah Nanoteknologi	19
2.3.2 Generasi Nanoteknologi	21
2.3.3 Sifat Material Kedokteran Gigi yang Mengandung Nanopartikel	22
2.3.3.1 Sifat Optikal	22
2.3.3.2 Tingkat Keausan Nanopartikel	22
2.3.4 Teknik Nanoteknologi dalam Ilmu Kedokteran Gigi	23
2.3.5 Aplikasi Nanoteknologi dalam Ilmu Kedokteran Gigi	25
2.4 Saliva	26
2.4.1 Definisi	26
2.4.2 Komposisi Saliva	27
2.4.3 Fungsi saliva	27
2.4.4 Derajat Keasaman pH Saliva	28
2.4.5 Pengaruh pH Saliva terhadap Kelarutan Bahan <i>Zinc Phosphate Cement</i>	28

BAB III KERANGKA KONSEP DAN HIPOTESIS

3.1 Kerangka Konsep Penelitian	31
3.2 Penjelasan Kerangka Konsep Penelitian	32
3.3 Hipotesis Penelitian	33

BAB IV METODE PENELITIAN

4.1 Rancangan dan Desain Penelitian	35
4.2 Sampel Penelitian	35
4.2.1. Bentuk Sampel	35
4.2.2. Jumlah Sampel	35
4.2.3. Pembagian Sampel	36
4.3 Variabel Penelitian	36
4.3.1. Variabel Bebas	36



4.3.2. Variabel Terikat	36
4.3.3. Variabel Terkendali	36
4.4 Lokasi dan Waktu Penelitian	37
4.4.1 Lokasi Penelitian	37
4.4.2 Waktu Penelitian	37
4.5 Bahan dan Alat Penelitian	37
4.5.1 Bahan Penelitian	37
4.5.2 Alat Penelitian	37
4.6 Definisi Operasional	38
4.7 Prosedur Penelitian	40
4.7.1. Persiapan Saliva Buatan	40
4.7.2. Pembuatan Sampel	40
4.7.3. Perlakuan Sampel	42
4.7.4. Pengukuran Sampel	43
4.8 Analisis Data	43
4.9 Alur Penelitian	44

BAB V HASIL DAN PEMBAHASAN

5.1. Hasil Penelitian	47
5.1.1. Berat Sampel <i>Zinc Phosphate Cement</i> Konvensional	47
5.1.2. Berat Sampel <i>Zinc Phosphate Cement Nano</i>	48
5.1.3. Perbedaan Kelarutan <i>Zinc Phosphate Cement</i> Konvensional dan <i>Zinc Phosphate Cement Nano</i>	49
5.2. Analisis Data	50
5.2.1 Uji Normalitas	51
5.2.2 Uji Homogenitas	51
5.2.3 <i>Independent T-Test</i>	52
5.3. Pembahasan	53

BAB VI PENUTUP

6.1. Kesimpulan	59
6.2. Saran	59

DAFTAR PUSTAKA	61
-----------------------------	-----------



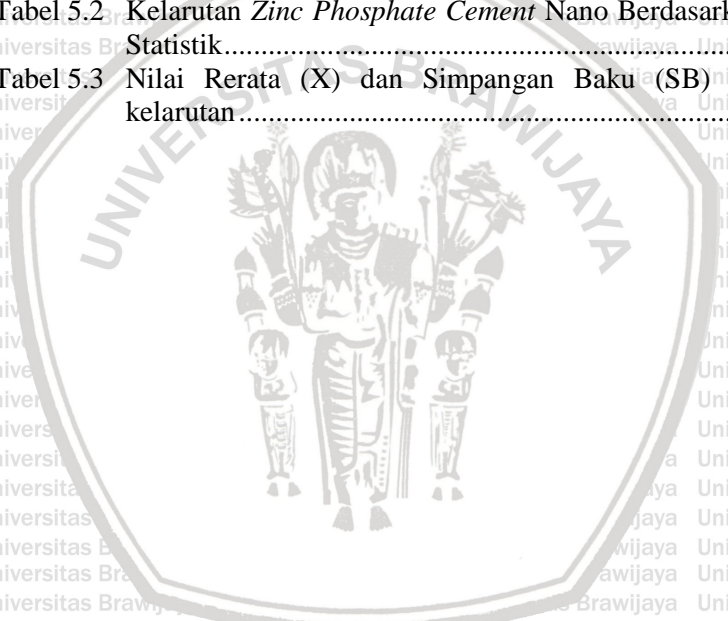
DAFTAR GAMBAR

No.	Judul Gambar	Halaman
Gambar 2.1	Komposisi <i>Zinc Phosphate Cement</i>	8
Gambar 2.2	Hilangnya Air dari Cairan Semen Ketika Berkontak dengan Udara	11
Gambar 2.3	Manipulasi Dilakukan dengan Gerakan Memutar dari Spatula pada Area yang Cukup Luas	11
Gambar 2.4	Efek Rasio Bubuk : Cairan terhadap Kekuatan Dua Semen.....	12
Gambar 2.5	pH Semen yang Digunakan Untuk Bonding	14
Gambar 2.6	Pembentukan Tetesan Air pada Permukaan <i>Glass lab</i> Setelah Didinginkan	15
Gambar 2.7	Pendekatan Nanoteknologi Dalam Aplikasi di Bidang Kedokteran Gigi	25
Gambar 2.8	Berbagai Produk dari Aplikasi Nanoteknologi di Bidang Kedokteran Gigi	26
Gambar 3.1	Kerangka Konsep Penelitian	31
Gambar 4.1	Cetakan Sampel Bahan Semen	41
Gambar 4.2	Alur Penelitian.....	44
Gambar 5.1	Uji Normalitas Kelarutan <i>Zinc Phosphate Cement</i> Konvensional dan <i>Zinc Phosphate Cement Nano</i>	51
Gambar 5.2	Uji Homogenitas Kelarutan <i>Zinc Phosphate Cement</i> Konvensional dan <i>Zinc Phosphate Cement Nano</i>	52
Gambar 5.3	<i>Independent T-test</i> Kelarutan <i>Zinc Phosphate Cement</i> Konvensional dan <i>Zinc Phosphate Cement Nano</i>	53
Gambar 5.4	Diagram Hasil Perhitungan Rerata Kelarutan Kedua Sampel.....	53



DAFTAR TABEL

No.	Judul Tabel	Halaman
Tabel 2.1	Keuntungan dan Kerugian <i>Zinc Phosphate Cement</i>	17
Tabel 2.2	Indikasi dan Kontraindikasi <i>Zinc Phosphate Cement</i> ...	17
Tabel 4.1	Kelompok Sampel dan Jenis Perlakuan	36
Tabel 4.2	Komposisi Saliva Buatan	40
Tabel 5.1	Kelarutan <i>Zinc Phosphate Cement</i> Konvensional Berdasarkan Uji Statistik.....	48
Tabel 5.2	Kelarutan <i>Zinc Phosphate Cement</i> Nano Berdasarkan Uji Statistik.....	48
Tabel 5.3	Nilai Rerata (X) dan Simpangan Baku (SB) Selisih kelarutan.....	49



DAFTAR SINGKATAN

KL : Keluarutan



DAFTAR LAMPIRAN

No.	Judul Lampiran	Halaman
	Lampiran 1 Dokumentasi Penelitian dan Pengamatan.....	67
	Lampiran 2 Hasil Uji Kelarutan.....	71
	Lampiran 3 Hasil Uji Statistika.....	74



BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kesehatan gigi dan mulut merupakan salah satu bagian penting dari kesehatan tubuh secara menyeluruh (Wala dkk., 2014). Bahan kedokteran gigi semakin beragam di pasaran, hal ini semakin memberikan pilihan kepada para dokter gigi untuk menyeleksi bahan restorasi yang terbaik untuk pasien. Bahan restorasi atau semen yang ideal, sebaiknya menggunakan bahan yang selaras dengan lingkungan mulut, tidak mudah larut oleh saliva dalam rongga mulut, dan dapat bertahan dalam jangka waktu yang lama sebagai semen gigi, serta tidak memiliki pengaruh iritatif terhadap jaringan mulut (Irawan, 2012).

Semen gigi merupakan bahan restorasi non logam yang memiliki kekuatan paling lemah dibandingkan bahan lainnya (Anusavice, 2003). Terdapat beberapa hal penting yang perlu diperhatikan dalam pembuatan semen gigi, yaitu memiliki daya tahan yang cukup kuat dalam menerima beban kunyah, tidak mudah larut dalam saliva, tidak mudah bocor, serta tidak toksik (Rochyani, 2007). Secara umum terdapat empat macam semen gigi dalam bidang kedokteran gigi, yaitu *zinc phosphate cement*, *polycarboxylate cement*, *glass ionomer cement*, dan *zinc oxide eugenol cement* (Prastyo dkk., 2012).

Zinc phosphate cement merupakan bahan semen terlama dibandingkan semen lainnya, sehingga bahan semen ini digunakan

2 sebagai tolak ukur bagi bahan material yang lebih baru (Anusavice, 2003). Kelebihan dari *zinc phosphate cement*, yaitu sebagai semen dasar sebelum dilakukan restorasi tetap dan memiliki kelarutan rendah. Namun, kekurangan bahan semen gigi ini adalah memiliki warna yang buram dan memiliki sifat *low crushing strength* (Nugroho dkk., 2008).

Zinc phosphate cement terdiri atas bubuk dan cairan yang relatif mudah untuk dimanipulasi. Cairan dalam *zinc phosphate cement* mengandung asam fosfat sehingga menyebabkan iritasi pulpa gigi karena memiliki pH yang asam. Berdasarkan tes spesifikasi *American Dental Association (ADA)*, *zinc phosphate cement* memiliki kelarutan yang lebih rendah apabila berada dalam saliva dengan pH normal sedangkan jika berada di dalam larutan asam organik *zinc phosphate cement* memiliki kecepatan kelarutan semen yang jauh lebih tinggi, seperti di asam laktat, asam asetat, terutama sitrat (Anusavice, 2003). Terdapat beberapa hal yang dapat mempengaruhi kelarutan semen gigi, yaitu komposisi semen, teknik, dan kondisi rongga mulut (Chandran, 2016).

Berdasarkan keterbatasan yang dimiliki oleh *zinc phosphate cement*, kita dapat memanfaatkan salah satu perkembangan teknologi terbaru, yaitu nanoteknologi yang sedang berkembang pesat di Indonesia termasuk dalam bidang kesehatan. Berdasarkan teori *holepack*, perubahan ukuran material menjadi ukuran nanopartikel dapat mempercepat pembentukan semen dan meningkatkan kekuatan semen (Prastyo dkk., 2012). Pengerasan semen akan semakin cepat apabila ukuran partikel bubuk semakin kecil (Anusavice, 2003).



Nanopartikel merupakan partikel yang memiliki skala nanometer yaitu sekitar 1-100 nm dan memiliki keunggulan pada sifat kimia, fisika, dan biologis dibandingkan dengan partikel yang berukuran besar (Khan *et al.*, 2014). Nanopartikel memiliki beberapa kelebihan, yaitu memiliki ukuran partikel koloidal sehingga mempermudah nanopartikel untuk menembus ruang antar sel (Buzea *et al.*, 2007), kemampuan nanopartikel dalam menembus dinding sel yang lebih tinggi, dapat dikombinasikan dengan berbagai teknologi lain sehingga meningkatkan potensi yang besar untuk dikembangkan dalam berbagai keperluan dan target di bidang dental material. Kelebihan lain dari nanoteknologi adalah dapat menyebabkan peningkatan afinitas dari sistem karena dengan perubahan partikel menjadi ukuran yang lebih kecil dapat menyebabkan luas permukaan menjadi lebih besar dalam jumlah molekul yang sama (Kawashima *et al.*, 2000). Selain itu, nanopartikel juga dapat menyebabkan terjadinya peningkatan kekerasan bahan semen gigi dan berkurangnya kebocoran serta penurunan kelarutan bahan semen gigi (Novitasari dkk., 2013).

Berdasarkan hal di atas peneliti tertarik untuk melakukan penelitian dengan memanfaatkan nanoteknologi, yaitu tentang perbedaan kelarutan *zinc phosphate cement* konvensional dengan *zinc phosphate cement* nano yang memiliki ukuran lebih kecil sehingga diharapkan dapat mengatasi keterbatasan yang dimiliki oleh *zinc phosphate cement* konvensional.

1.2 Rumusan Masalah

“Apakah ada perbedaan kelarutan antara *zinc phosphate cement* konvensional dengan *zinc phosphate cement* nano pada saliva buatan dengan pH 6,7?”

1.3 Tujuan Penelitian

1.3.1 Tujuan Umum

Untuk mengetahui perbedaan kelarutan antara *zinc phosphate cement* konvensional dengan *zinc phosphate cement* nano pada saliva buatan dengan pH 6,7.

1.3.2 Tujuan Khusus

- Membuktikan kelarutan pada *zinc phosphate cement* konvensional
- Mengidentifikasi kelarutan *zinc phosphate cement* nano
- Menganalisis perbedaan kelarutan *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement* nano pada saliva buatan pH 6,7

1.4 Manfaat Penelitian

1.4.1 Manfaat Akademis

Hasil penelitian ini diharapkan dapat menambah ilmu pengetahuan dan memberikan informasi dalam bidang ilmu dental material kedokteran gigi tentang perbedaan kelarutan *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement* nano.

1.4.2 Manfaat Praktis

- Hasil penelitian ini diharapkan dapat digunakan sebagai sumber referensi dalam memilih bahan semen gigi agar

dapat meningkatkan mutu pelayanan kesehatan terutama dalam bidang kesehatan gigi dan mulut.

- b. Sebagai tambahan ilmu pengetahuan dan informasi tentang semen gigi, terutama perbedaan kelarutan *zinc phosphate cement* konvensional dengan *zinc phosphate cement nano*.



BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 *Zinc Phosphate Cement*

Zinc phosphate cement merupakan bahan semen yang ditemukan pada sekitar tahun 1880 dengan catatan keberhasilan selama lebih dari satu abad. Meskipun demikian, penggunaan *zinc phosphate cement* telah mengalami penurunan yang besar, namun beberapa klinisi secara signifikan berhasil membuat *zinc phosphate cement* tetap tersedia di beberapa negara berkembang. *zinc phosphate cement* memiliki sejarah yang panjang sehingga dianggap sebagai standar “emas” terhadap bahan semen lainnya (Yu *et al.*, 2014). *Zinc phosphate cement* memiliki sifat ikatan yang murni mekanis sehingga hanya menggunakan kekasaran permukaan (undercut) pada struktur gigi (Nasrudin dkk., 2016).

Zinc phosphate cement memiliki beberapa sifat fisik, biologis, kimiawi. Sifat kimia dari *zinc phosphate cement* adalah kecepatan reaksi asam – basa yang sangat berpengaruh pada kualitas dan struktur semen. Sifat fisik dari *zinc phosphate cement* antara lain adalah daya larut dan sifat mekanik (*compressive strength*, *tensile Strength*, dan modulus elastisitas). Sifat biologis dari *zinc phosphate cement* berhubungan dengan keasaman semen yang cukup tinggi. (Anusavice, 2003).

2.1.1 *Komposisi Zinc Phosphate Cement*

Zinc phosphate cement tersedia dalam bentuk bubuk dan cairan yang diaduk bersama. Selain itu, terdapat bentuk lain dari *zinc*

phosphate cement yaitu bentuk kapsul. *Zinc phosphate cement* tipe kapsul ini jarang digunakan karena harganya mahal. Baik bentuk bubuk - cair atau kapsul, menunjukkan adanya peningkatan kecepatan reaksi yang besar dan konsistensi pencampuran yang memberikan manfaat pada pada segi estetik dan peningkatan *working time* (McCabe *et al.*, 2014).

Gambar 2.1 Komposisi *zinc phosphate cement*

Constituent	Reason for inclusion	Amount (%)
Powder		
Zinc oxide	Main reactive ingredient	89–92
Magnesium oxide	Maintains white colour Increases compressive strength	3–10
Aluminium oxide	Improves mechanical properties	0–6.8
Silicon dioxide	Affects colour Aids the calcination process	0–2.1
Stannous or tannin fluoride	Leaching of fluoride	<2
Liquid		
Phosphoric acid	Main reactive ingredient	38
Water	Aqueous solution with the phosphoric acid	30–40
Phosphoric acid combined with aluminium	Buffer, essential to form the cement	1–3
Phosphoric acid combined with zinc	Buffer, stabilizes the pH and reduces the reactivity so increasing working time, which in turn facilitates the mixing of the cement	0–10

Sumber : Bonsor and Pearson, 2013

Kandungan bubuk *zinc phosphate cement* terdiri dari *zinc oxide*, *magnesium oxide*, *silicon dioxide*, *bismuth trioxide*, dan beberapa bahan lainnya yang berperan dalam mempengaruhi

karakteristik kerja dan sifat akhir semen setelah dicampurkan. *Magnesium oxide* dalam semen ini biasanya dalam jumlah yang sedikit (10%). *Silicon dioxide* yang terdapat dalam bubuk *zinc phosphate cement* berperan sebagai *inactive filler* selama proses kalsinasi. Meskipun, *bismuth trioxide* diyakini dapat memberikan dampak baik pada massa semen yang baru dicampur, dalam jumlah yang besar *bismuth trioxide* mungkin dapat memperpanjang *setting time*. *Tannin fluoride* juga dapat ditambahkan sebagai sumber ion florida dalam berbagai produk (Powers and Sakaguchi, 2006).

Kandungan cairan dari *zinc phosphate cement* adalah asam fosfat, air, alumunium fosfat, dan dalam beberapa keadaan *zinc phosphate*. Sebagian besar cairan dalam *zinc phosphate cement* adalah air dengan jumlah sekitar $33\% \pm 5\%$. Peran air dalam semen ini, yaitu mengendalikan ionisasi dar asam, yang akan mempengaruhi kecepatan reaksi cairan - bubuk (Anusavice, 2003).

2.1.2 Manipulasi Zinc Phosphate Cement

Reaksi yang dihasilkan dari pencampuran bubuk dan cairan sebagian besar menentukan karakteristik dan sifat kerja dari massa semen. Bubuk Semen dimasukkan dalam jumlah yang tepat dan dicampur dengan cairan *zinc phosphate cement* secara perlahan pada *glass slab* yang dingin ($\pm 21^{\circ}$ Celcius) untuk mencapai konsistensi semen yang diinginkan (Powers and Sakaguchi, 2006). Manfaat penggunaan alas aduk yang dingin, yaitu dapat memperpanjang waktu kerja dan pengerasan serta mempermudah operator untuk menggunakan bubuk dalam jumlah yang optimal sebelum pembentukan matriks berlanjut ke titik hasil pencampuran menjadi

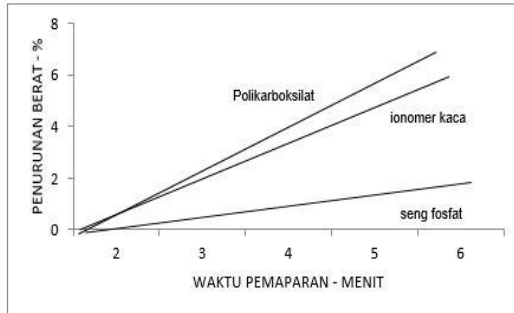
keras. Untuk menghindari penguapan air, cairan harus dituangkan ke alas aduk ketika pengadukan siap dimulai (Anusavice, 2003).

Sebelum melakukan pengadukan *zinc phosphate cement*, sebaiknya dilakukan pembagian terlebih dahulu antara bubuk dan cairan. Pembagian antara bubuk dan cairan, tidak perlu menggunakan alat ukur karena setiap operator memiliki kebutuhan kekentalan masing – masing tergantung pada kasus klinisnya (Anusavice, 2003). Jumlah bubuk yang akan dicampur dengan cairan menentukan sifat massa semen, oleh karena itu dengan adanya peningkatan rasio bubuk, umumnya akan membentuk sifat massa semen yang lebih diminati untuk mendapatkan konsistensi tertentu. Bubuk - cairan rasio yang dianjurkan adalah 1,4 gr/ 0,5 ml. Bubuk – cairan rasio yang besar akan memberikan campuran yang lebih kental, *setting time* yang pendek, *strength* yang besar, dan daya larut yang lebih rendah (Powers and Sakaguchi, 2006).

Pengadukan diawali dengan memasukan sedikit bubuk ke dalam cairan, bubuk yang ditambahkan dalam jumlah yang sedikit demi sedikit pada setiap penambahan dengan gerakan mengaduk yang lebih melebar dapat mengurangi panas (Ricardo, 2004). Pada awal manipulasi, bubuk dicampur dalam jumlah yang kecil dengan pengadukan yang cepat. Harus digunakan area yang cukup luas dari alas aduk. Terdapat aturan pengadukan, yaitu dengan mengaduk setiap penambahan bubuk selama 15 detik sebelum dilakukan penambahan bubuk berikutnya (Anusavice, 2003). Waktu pengadukan yang dianjurkan biasanya satu setengah menit. Bila waktu pengadukan terlalu lama, massa semen dapat pecah karena matriks tersebut

cenderung membentuk dan mengikat partikel bubuk yang tidak terlarut bersama (Anusavice, 2003).

Gambar 2.2 Hilangnya Air dari Cairan Semen Ketika Berkontak Dengan Udara



Sumber : Anusavice, 2013.

Gambar 2.3 Manipulasi Dilakukan Dengan Gerakan Memutar dari Spatula pada Area yang Cukup Luas



Sumber : Anusavice, 2003.

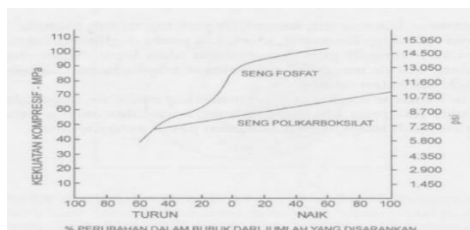
Hasil pengadukan harus segera diaplikasikan untuk menghindari terjadinya pembentukan matriks. Untuk mengurangi terjadinya gelombang udara bahan semen yang telah diaplikasikan harus ditahan dengan cara menekan semen sampai mengeras. Area kerja harus tetap kering selama prosedur berlangsung (Anusavice, 2003).

Setelah semen mengeras, kelebihan dari bahan semen dapat dibuang. Pada tepi restorasi, dianjurkan untuk mengulas selapis *varnish* agar memberi tambahan waktu pematangan semen dan meningkatkan daya tahan semen terhadap kelarutan dalam cairan mulut (Anusavice, 2003).

2.1.3 *Working time dan Setting Time Zinc Phosphate Cement*

Working time adalah pengukuran waktu dari awal pengadukan selama kekentalan cukup rendah agar dapat mengalir dibawah tekanan sehingga berperan dalam pembentukan lapisan yang tipis. Oleh karena itu, waktu kerja dapat dipengaruhi oleh kecepatan pembentukan matriks. *Setting time* merupakan hasil pembentukan matriks yang apabila terdapat gangguan fisik dari luar tidak akan mengakibatkan perubahan dimensi yang telah terbentuk (Anusavice, 2003). Durasi 5 – 9 menit pada suhu 37°C atau 97°F dan pada kelembaban 100% merupakan waktu yang sesuai dengan suhu mulut pada *zinc phosphate cement* (Ricardo, 2004).

Gambar 2.4 Efek rasio bubuk : cairan terhadap kekuatan dua semen



Sumber : Anusavice, 2003.

2.1.4 *Reaksi Setting Zinc Phosphate Cement*

Zinc phosphate cement adalah bahan semen paling eksotermik dari bahan semen kedokteran gigi lainnya dan memiliki

potensi resiko terhadap panas yang dihasilkan selama reaksi setting sehingga berpengaruh pada pulpa (Bonsor and Pearson, 2013).

Reaksi *setting* dari *zinc phosphate cement*, pada saat manipulasi menghasilkan formasi *zinc phosphate cement* yang relatif tidak larut sebagai berikut :



Zinc oxide adalah satu – satunya partikel yang bereaksi. *Zinc oxide* bekerja dengan meninggalkan inti yang tidak berikatan tetapi terhubung secara bersama oleh matriks fosfat. Kecepatan reaksi termasuk sedang, namun pada reaksi ini terdapat proses khusus yang dipengaruhi oleh *buffer* dalam asam. Proses khusus tersebut adalah deaktivasi bubuk *zinc oxide* yang mengakibatkan pemanasan *sintering* dengan bahan lain menjadi kurang reaktif dan bersifat oksidasi (McCabe *et al.*, 2014).

2.1.5 Sifat Biologis Zinc Phosphate Cement

Keasaman pada *zinc phosphate cement* yang cukup tinggi pada saat protesa diaplikasikan pada gigi kemungkinan disebabkan karena adanya kandungan asam fosfat pada cairan (Anusavice, 2003). Tingkat keasaman pada *zinc phosphate cement* yang baru dicampurkan akan meningkat tinggi dengan pH antara 1 dan 2. Kemudian setelah 1 jam *setting* pH *zinc phosphate cement* tingkat keasamannya masih tinggi, yaitu dibawah 4 (Ricardo, 2004). Setelah 24 jam pH semen meningkat dengan cepat tetapi masih sekitar 5,5 (Anusavice, 2003).

Berdasarkan hal tersebut, terbukti bahwa penyebab kerusakan pulpa adalah serangan dari asam yang terkandung dalam *zinc*

phosphate cement yang mungkin terjadi selama jam – jam awal pemasangan (Anusavice, 2003). Reaksi pulpa yang diakibatkan oleh *zinc phosphate cement* kemungkinan disebabkan oleh porositas semen dan kebocoran sehingga terdapat invasi bakteri (Bonsor and Pearson, 2013).

Namun, berdasarkan penelitian pada cairan *zinc phosphate cement* yang dibuat dengan asam fosfat radioaktif, membuktikan bahwa kandungan asam tersebut dapat menembus ketebalan dentin hingga sebesar 1,5 mm. Jadi, dentin yang terletak dibawah semen harus dilindungi agar tidak terjadi tidak penembusan asam melalui tubulus dentin, yang dapat menyebabkan cedera pulpa (Anusavice, 2003). *Calcium hydroxide* dapat digunakan sebagai pelindung pulpa pada kavitas yang dalam (Ricardo, 2004).

Gambar 2.5 pH Semen yang Digunakan Untuk Bonding

Waktu (menit)	Seng fosfat	Silikofosfat	Polikarboksilat	Ionomer kaca	
				Cairan Poliasam	Mengeras dengan Air
2	2,14	1,43	3,42	2,33	1,76
5	2,55	1,74	3,94	3,26	1,98
10	3,14	2,15	4,42	3,78	3,36
15	3,30	2,46	4,76	3,91	3,88
20	3,62	2,56	4,87	3,98	4,19
30	3,71	2,79	5,03	4,18	4,46
60	4,34	3,60	5,08	4,55	4,84
1440 (24 jam)	5,50	5,55	5,94	5,67	5,98

Sumber : Anusavice, 2003.

2.1.6 Tingkat Erosi Zinc Phosphate Cement

Saat kelarutan dari *zinc phosphate cement* meningkat, tingkat pematangan semen akan menurun dan kandungan air akan terikat ke dalam matriks. Hal ini menyebabkan saat semen mengeras, semen akan terkikis ke dalam media asam saat pH menurun dibawah 4,5 dan peningkatan erosi akan semakin terlihat (Bonsor and Pearson, 2013).

Gambar 2.6 Pembentukan Tetesan Air pada Permukaan *Glass lab* Setelah di Dinginkan



Sumber : Bonsor and Pearson, 2013.

2.1.7 Sifat Mekanis *Zinc Phosphate Cement*

Sifat mekanis *zinc phosphate cement* tergantung pada rasio bubuk dan cairan yang digunakan dan cara manipulasinya. Sifat mekanis akan meningkat apabila bubuk yang dicampur semakin banyak (Bonsor and Pearson, 2013). Rasio sejumlah 1,45 gram bubuk dengan 0,5 ml cairan merupakan rasio yang dianjurkan untuk *zinc phosphate cement*. Penambahan bubuk semen lebih dari yang dianjurkan, lebih berarti dibandingkan dengan penurunan bubuk semen, karena akan menghasilkan semen yang sangat lemah. Penurunan *compressive strength* dan *tensile strength zinc phosphate cement* dipengaruhi oleh kandungan air dalam bahan semen (Anusavice, 2003).

Nilai *compressive strength* dari *zinc phosphate cement* adalah 80 – 110 Mpa atau 11.000 – 16.000 psi. Semen ini dapat berperan sebagai basis dan bahan perekat karena memiliki kekuatan mekanis yang cukup baik. Namun, bahan semen ini sangat tergantung pada bubuk - cairan rasionya (Ricardo, 2004).

Tensile strength dari *zinc phosphate cement* sebesar 5,5 MPa (Anusavice, 2003). *Tensile strength* bersifat rapuh karena kekuatannya lebih rendah dari *compressive strength*. Kekuatan *zinc phosphate cement* dapat berkurang apabila terjadi kontak yang terlalu lama dengan saliva dan air (Ricardo, 2004).

Zinc phosphate cement memiliki tingkat modulus elastisitas yang tinggi, yaitu sebesar 13 GPa atau $1,8 \times 10^6$ Psi sehingga dapat dikategorikan tinggi (Ricardo, 2004). Oleh karena itu, dengan modulus elastisitas yang cukup tinggi membuat *zinc phosphate cement* dapat digunakan sebagai sementasi restorasi yang berperan untuk menahan pengunyahan yang besar dan dapat berperan untuk mempertahankan bentuk elastisitas semen (Anusavice, 2003).

Retensi minimum yang baik untuk sebuah restorasi adalah sebesar 60 MPa atau 8500 psi (Ricardo, 2004). Perlekatan atau ikatan utama pada *zinc phosphate cement* bukan berasal dari interaksi kimia, namun berupa kunci mekanis antara kedua permukaan.

2.1.8 Keuntungan dan Kerugian Zinc Phosphate Cement

Setiap bahan material gigi memiliki beberapa keuntungan dan kerugian. Hal ini menjadi pertimbangan para dokter gigi untuk menyeleksi bahan terbaik yang harus digunakan. Keuntungan yang unggul pada *zinc phosphate cement* adalah sebagai semen dasar sebelum dilakukan restorasi tetap. Namun, semen ini juga memiliki kekurangan, yaitu sifat *low crushing strength* dan berwarna buram (Nugroho dkk., 2008).

Tabel 2.1 Keuntungan dan kerugian *zinc phosphate cement*

Keuntungan	Kerugian
Mudah dimanipulasi	Berpotensi mengiritasi pulpa
Mudah mengeras	Memiliki perlekatan yang kurang baik dengan jaringan gigi atau material restorasi
Memiliki sifat yang mudah diterima sesuai tujuan	Rapuh
Murah	Tidak memiliki efek antibakterial
Memiliki catatan keberhasilan yang panjang	Larut dalam mulut
	Berwarna Opaque

Sumber : Bonsor and Pearson, 2013.

2.1.9 Indikasi dan Kontraindikasi *Zinc Phosphate Cement*

Indikasi dan Kontraindikasi dari *zinc phosphate cement*

(Bonsor and Pearson, 2013), yaitu :

Tabel 2.2 Indikasi dan Kontraindikasi *Zinc Phosphate Cement*

Indikasi	Kontraindikasi
Sementasi inlay, metal-based crown, metal – based bridges dan orthodontic band	Sementasi All-ceramic crown dan bridges
Sebagai basis	Terdapat kavitas yang dalam dan dekat dengan pulpa tanpa bahan pelindung, seperti Kalsium Hidroksida
Sebagai restorasi sementara ketika retensi yang adekuat dibutuhkan	

Sumber : Bonsor and Pearson, 2013.

2.2. Daya Larut *Zinc Phosphate Cement*

Terdapat dua sifat fisik dari bahan semen gigi yang dapat mempengaruhi daya tahan klinis, yaitu sifat mekanis dan kelarutan bahan (Anusavice, 2003). Kelarutan adalah kemampuan zat terlarut yang berfungsi untuk melarutkan suatu pelarut. Perbandingan antara bubuk dan cairan *zinc phosphate cement* mempengaruhi kelarutan semen. Hasil adukan yang lebih encer akan memiliki potensi daya larut yang tinggi di dalam rongga mulut (Ricardo, 2004). Berdasarkan tes spesifikasi *American Dental Association* (ADA), *zinc phosphate cement* memiliki kelarutan yang relatif rendah. Tes ini digunakan sebagai kontrol mutu dan tidak menunjukkan kecepatan disintergrasi relatif dari berbagai semen di dalam rongga mulut. Kecepatan kelarutan *zinc phosphate cement* akan lebih cepat dalam larutan asam organik (Anusavice, 2003).

Nilai pH yang lebih rendah meningkatkan kelarutan semen, penelitian sebelumnya menunjukkan bahwa kelarutan meningkat saat pH menurun (Saleem and Ulhaq, 2011). Kelarutan yang tinggi dapat menyebabkan berkurangnya berat massa bahan tersebut karena terlepasnya ion – ion oleh saliva di dalam rongga mulut (Chandran, 2016). Konsumsi makanan atau minuman asam dapat menyebabkan pH saliva bervariasi mengalami perubahan, khususnya makanan asam sehingga menyebabkan kelarutan yang tinggi. Semen gigi yang terkena saliva dalam rongga mulut dapat menyebabkan degradasi yang mengakibatkan adanya celah antara gigi dan bahan restoratif sehingga hal tersebut menjadi salah satu faktor predisposisi dari penyakit periodontal dan karies (Tuna and Keyf, 2006).

Pengukuran kelarutan dilakukan beberapa waktu setelah bahan restorasi mengeras. Berdasarkan Standar Internasional (ISO) 9917 menyatakan bahwa pengukuran kelarutan semen gigi dilakukan satu jam setelah pengerasan, namun pada penelitian – penelitian terbaru pengukuran kelarutan dilakukan 24 jam setelah pengerasan (Tuna and Keyf, 2006). Faktor – faktor yang dapat mempengaruhi kelarutan semen gigi, yaitu ukuran partikel, jenis partikel rasio bubuk dengan cairan, teknik pengadukan, kontaminasi keadaan lingkungan rongga mulut (Chandran, 2016). Selain itu, efek dari kelarutan yang tinggi pada restorasi semen dapat juga menyebabkan hal – hal berikut, yaitu dapat merubah dimensi dan kontur margin dari bahan restorasi, penurunan retensi, perubahan warna, serta mempengaruhi sifat mekanis, seperti kekuatan lentur, kekerasan, stabilitas mekanis (Tuna and Keyf, 2006).

2.3 Nanoteknologi Kedokteran Gigi

2.3.1 Sejarah Nanoteknologi

Nano merupakan suatu kata yang berasal dari bahasa Yunani yang artinya "kurcaci". Satuan dari nano berukuran 10^{-9} meter. Nano merupakan suatu metode pendekatan ilmiah yang bertujuan untuk mengubah dan memanipulasi sifat serta struktur fungsional atom pada skala nanometer (Rasheed *et al.*, 2016).

Peneliti lain, menyatakan bahwa nanoteknologi adalah produksi dari penggunaan bahan material dan struktur dalam skala nano dengan menggunakan metode kimia dan fisika (Kharthikeyan and Waqar, 2012).

Istilah nanoteknologi ditemukan oleh ilmuwan dari Jepang, yaitu Dr. Nori Taniguchi pada tahun 1974 dan didefinisikan sebagai proses pemisahan, konsolidasi, dan deformasi suatu bahan oleh satu atom atau satu molekul. Lama sebelum pengenalan istilah nanoteknologi, seorang fisikawan Richard Feynman tahun 1959 telah membuat konsep yang berjudul "*There's Plenty of room at the Bottom*" yang dipresentasikan di Institut teknologi California pada tahun 1959, dengan menetapkan istilah bahwa seorang ilmuwan dapat melakukan manipulasi bahan pada tingkat atom atau molekuler (Baheti dan Toshniwal, 2014). Kemudian, nanoteknologi dipromosikan oleh Dr. Drexler dan menerbitkan sebuah buku yang berjudul "*Engines of Creation-the Coming Era of Nanotechnology*" sekitar pada akhir tahun 1980 (Khurshid *et al.*, 2015).

Nanoteknologi adalah suatu perkembangan yang paling efisien di berbagai bidang *sains* dan bidang kedokteran gigi. Perkembangannya mengarah ke perkembangan bahan yang lebih ringan tapi lebih kuat dengan adanya sifat kimia dan mekanik yang lebih tinggi. Dampak positif dari nanoteknologi yang banyak terdapat dalam bidang kedokteran gigi adalah kemajuan pada tingkat pencegahan, diagnosis yang akurat dan cepat sehingga mencegah komplikasi serius (Vahabi and Mardanifar, 2014). Dengan adanya *nanodentistry* atau nanoteknologi diharapkan dapat menghasilkan kesehatan lingkungan mulut yang lebih baik dan hampir sempurna melalui pemanfaatan, seperti nanomaterials, bioteknologi dan *nanorobotics*, dll. Nanoteknologi memiliki peluang yang besar dalam berbagai kemajuan dalam bidang *sains* atau medis, sehingga

nanoteknologi dipandang sebagai harapan untuk masa depan (Arora dan Kapoor, 2014).

US National, menyatakan terdapat 3 persyaratan untuk mendefinisikan nanoteknologi (Kharthikeyan and Waqar, 2012), yaitu :

1. Pengembangan dalam bidang teknologi di tingkat atom, molekular, atau *makromolekular*, dengan skala panjang berkisar 1-100 nm.
2. Menciptakan dan menggunakan struktur, perangkat, dan sistem yang menggunakan sifat dan fungsi baru karena memiliki ukuran yang lebih kecil.
3. Memiliki kemampuan untuk mengontrol dan memanipulasi pada skala atom atau molekular.

2.3.2 Generasi Nanoteknologi

Nanoteknologi terbagi menjadi beberapa generasi (Khurshid *et al.*, 2015), yaitu :

- a. Generasi pertama adalah *Passive Nanostructures*

Tersebar dan permukaan nanostruktur (*aerosol dan colloids*) serta produk penggabungan nanostruktur (*coatings, nano-particles reinforced composites, polymers, ceramic, dan nanostructures metals*).

- b. Generasi kedua adalah *Active Nanostructures*

Bioaktif dan efek pada kesehatan (*Targeted drugs, biodevices*) dan fisikokimia aktif (*Amplifiers, actuators, adaptive structures, dan 3D transistor*).

c. Generasi ketiga adalah *System of Nanosystems*

(*Guide Assembling, 3D networking, new hierarchical architectures, robotics, evolutionary*).

d. Generasi keempat adalah *Molecular Nanosystems*

Perangkat molekular dengan desain, desain atom, dan fungsinya.

2.3.3 Sifat Material Kedokteran Gigi yang Mengandung Nanopartikel

2.3.3.1 Sifat Optik

Sifat Optik merupakan sifat material berdasarkan responnya terhadap paparan gelombang elektromagnetik, radiasi, dan khususnya untuk cahaya (Sulhadi dan Rinto, 2011). Alasan utama untuk menggunakan nanopartikel dalam bahan gigi adalah untuk meningkatkan sifat optik tanpa merugikan kekuatan mekanik dan retensi keausan. Ukuran nanopartikel lebih kecil dari panjang gelombang nanokomposit menyebabkan cahaya yang tampak dibuat dari partikel-partikel ini menunjukkan *opacity visual* yang sangat rendah, hal seperti ini merupakan sebuah properti yang sangat diinginkan untuk membuat restorasi gigi estetik. Berbagai macam warna dan kekekalan dapat dibuat agar sesuai dengan gigi alami secara akurat (Kharthikeyan and Waqar, 2012).

Berdasarkan pernyataan diatas, nanopartikel dapat meningkatkan kualitas restorasi menjadi lebih estetik dan menghasilkan permukaan yang lebih halus (Kharthikeyan and Waqar, 2012).

2.3.3.2 Tingkat Keausan Nanopartikel

Sifat resistensi keausan bahan restorasi sangat penting, salah satu contohnya adalah komposit. Keausan restorasi dapat terjadi

akibat kondisi fisik atau patologis. Mastikasi selama pengunyahan makanan atau *bruxism* menyebabkan gesekan gigi yang berlawanan sehingga mengakibatkan hilangnya material secara nyata dari bentuk anatomisnya. *Filtek supreme plus* menunjukkan bahwa dengan adanya nanoteknologi suatu restorasi memiliki ketahanan aus yang tinggi dibandingkan yang konvensional (Kharthikeyan and Waqar, 2012).

2.3.4 Teknik Nanoteknologi dalam Ilmu Kedokteran Gigi

Nanoteknologi digunakan sebagai bahan alternatif dari masalah material konvensional, karena hanya nanoteknologi yang dapat meniru sifat suatu permukaan (termasuk topografi dan energi) jaringan yang alami. Nanoteknologi menunjukkan sifat *cytocompatible*, mekanik, elektrik, optik, katalitik yang lebih unggul dibandingkan dengan bahan konvensional (Mirsasaani *et al.*, 2013). Terdapat dua jenis metode yang ada dalam nanoteknologi, yaitu metode *bottom-up* dan *top-down* (Baheti and Toshniwal, 2014).

Pendekatan "*bottom-up*" merupakan suatu pendekatan yang berupaya menghasilkan komponen yang lebih kecil ke dalam perakitan yang lebih kompleks (Baheti and Toshniwal, 2014). Pendekatan *bottom-up* diolah dengan cara merancang dan mensintesis molekul khusus yang memiliki kemampuan untuk merakit sendiri atau *self-organize* ke struktur orde tinggi (Arora and Kapoor, 2014). Metode *bottom-up* diolah berdasarkan sintesis kimia dan pertumbuhan bahan yang sangat teratur. Contoh pendekatan *bottom-up* yang terdapat di alam, yaitu seperti memperbaiki sel, jaringan atau sistem organ dan sintesis protein juga (Khurshid *et al.*, 2015). Pada saat ini, metode *bottom-up* berfungsi untuk memproduksi berbagai macam

bahan kimia yang bermanfaat, seperti farmasi atau polimer komersial. Kelebihan dari pendekatan *bottom-up* adalah metode ini jauh lebih murah daripada metode *top-down* (Baheti and Toshniwal, 2014).

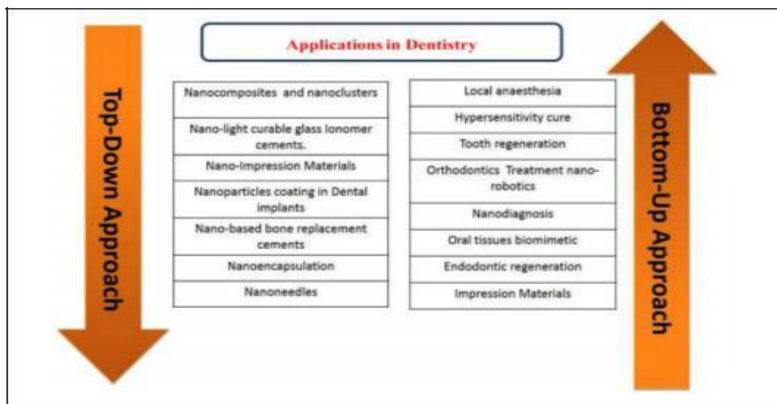
Metode *top-down* adalah pendekatan yang didasarkan pada pemrosesan material *solid-state*. Contoh dari proses *top-down* yaitu, penggilingan, permesinan dan litografi. Beberapa pendekatan dengan metode *top-down*, seperti *Chemical Vapor Deposition (CVD)*, pemrosesan monolitik, etsa basah dan plasma yang berperan untuk menciptakan struktur fungsional pada skala mikro dan nano (Khurshid *et al.*, 2015). Metode ini memiliki kekurangan, yaitu pendekatan ini dapat menghasilkan limbah apabila terdapat kelebihan bahan karena metode ini membutuhkan bahan yang banyak. Metode *top-down* ini mengolah suatu bahan yang berukuran lebih besar diubah menjadi nano dengan dipola dan diukir. Bahan yang ukurannya diubah menjadi ukuran nano menghasilkan beberapa sifat yang berbeda dan memiliki peluang untuk diaplikasikan menjadi perkembangan yang lebih efisien (Arora and Kapoor, 2014). Contohnya, seperti ukuran sistem menurun, terjadi peningkatan rasio luas permukaan terhadap volume dan jumlah fenomena fisik menjadi terasa nyata yang meliputi efek mekanis statistik maupun kuantum (Baheti and Toshniwal, 2014).

Sampai saat ini, banyak nanofabrikasi *top-down* dan *bottom-up*, yaitu teknologi (seperti *electrospinning*, fase pemisahan, *self-assembly processes*, pengendapan film tipis, deposisi uap kimia, *chemical etching*, *nanoimprinting*, *photolithography*, dan berkas elektron atau litograf nanosfer) tersedia untuk mensintesis

nanobiomaterial dengan nanotopografi ordo atau acak (Mirsasaani *et al.*, 2013).

Setelah mengurangi ukuran material menjadi skala nano, area permukaan yang meningkat secara dramatis, kekasaran permukaan, dan rasio permukaan area ke volume dapat dibuat untuk menghasilkan sifat fisiokimia superior (yaitu sifat mekanik, listrik, optik, katalitik, dan magnetik). Oleh karena itu, nanobiomaterial dengan sifat yang sangat baik telah diteliti secara ekstensif dalam berbagai aplikasi biomedis, khususnya prostodontik (Mirsasaani *et al.*, 2013)

Gambar 2.7 Pendekatan Nanoteknologi dalam Aplikasi di Bidang Kedokteran Gigi



Sumber : Khurshid *et al.*, 2015.

2.3.5 Aplikasi Nanoteknologi dalam Ilmu Kedokteran Gigi

Perkembangan Nanoteknologi dapat mengurangi potensi kelalaian sederhana dan pasien penyakit langka serta kekhawatiran terhadap segi estetika dapat diperbaiki menjadi lebih baik. Pemilihan berbagai pengobatan akan lebih tepat dan kita dapat menghasilkan diagnosis dengan preferensi pasien serta pembentukan genetisnya. Semua ini akan terus mengalami perkembangan, sehingga dapat

meningkatkan kemampuan teknis yang lebih baik, penilaian profesional, dan keterampilan interpersonal antara dokter dan pasien (Baheti and Toshniwal, 2014).

Beberapa tahun terakhir, terdapat beberapa penelitian yang luar biasa mengenai nanomaterial, yang telah menghasilkan pemindahan dari landasan teoritis ke praktik klinis. Nanoteknologi terus mengembangkan produknya sebagai penelitian yang berkembang aktif. Berbagai variasi produk tersedia untuk aplikasi dalam bidang kedokteran gigi dan diperkirakan dalam waktu yang dekat ini dapat berkembang dengan pesat (Khurshid *et al.*, 2015).

Gambar 2.8 Berbagai Produk dari Aplikasi Nanoteknologi di Bidang Kedokteran Gigi

Discipline	Available Materials
Restorative Dentistry	Ketac™ (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), Ketac N100; Nano-ionomers (3M ESPE), Filtek Supreme XT (3M ESPE), Fuji IX GP (GC, Leuven, Belgium), Nano-primer, Premise™ (Kerr/Sybron, Orange, CA, USA), Adper™ Single bond plus Adhesive (3M ESPE), Ceram X™ (DENTSPLY International, Milford, CT, USA).
Regenerative Dentistry and Tissue Engineering	Ostim® (Osartis GmbH, Elsenfeld, Germany), VITOSSO™ (Orthovita-Inc, Malvern, PA, USA), Nano-Bone® (ARTOSS, Rostock, Germany).
Periodontics	Arestin® (Valeant, Bridgewater, MA, USA), Nanogen® (Orthogen, Springfield, IL, USA).
Preventive Dentistry	NanoCare® Gold (Nano-Care, Saarwellingen, Germany).
Orthodontics	Ketac™ N100 Light Curing Nano-Ionomers (3M ESPE), Filtek Supreme Plus Universal (3M ESPE).
Prosthodontics	Nanotech elite H-D plus (Zhermack, Badia Polesine, Italy), GC OPTIGLAZE color® (GC).
Oral Implantology	Nanotite™ Nano-coated implant (BIOMET 3i, Palm Beach Gardens, FL, USA).
Endodontic	AH plus™ (DENTSPLY International), Epiphany (Pentron Clinical Technologies, Wallingford, CT, USA), Guttaflow® (Coltène, Altstätten, Switzerland).

Sumber : Khurshid *et al.*, 2015.

2.4 Saliva

2.4.1 Definisi

Saliva adalah suatu cairan dalam rongga mulut yang tidak berwarna dengan konsistensi seperti lendir dan merupakan hasil sekresi dari kelenjar yang berperan membasahi gigi serta mukosa rongga

mulut (Ayuningtyas dkk.,2009). Saliva dihasilkan dari kelenjar saliva major dan beberapa kelenjar saliva minor dalam rongga mulut (Kusuma, 2015).

2.4.2 Komposisi Saliva

Komposisi saliva terdiri dari 94,0%-99,5% air, zat – zat organik dan anorganik. Komponen anorganik utama yang terdapat dalam saliva adalah Na^+ , K^+ , Ca^{2+} , Mg^{2+} , Cl^- , SO_4 , H_2PO_4 , HPO_4 . Sedangkan komponen organik utamanya adalah protein, serta ditemukan juga lipida, glukosa, asam amino, ureum, amoniak dan vitamin (Indriana, 2011).

2.4.3 Fungsi Saliva

Saliva memiliki beberapa fungsi diantaranya, yaitu membantu sistem pencernaan, penelanan makanan dan mengoptimalkan fungsi indera pengecap. Selain itu, saliva juga berperan penting sebagai media untuk mempertahankan integritas gigi, lidah, dan membran mukosa daerah oral dan orofaring (Kidd, 2004).

Saliva berperan penting untuk melindungi jaringan – jaringan yang ada di dalam rongga mulut dengan berbagai cara (Amalia, 2013), yaitu:

- a. Pembersihan secara mekanis, membantu mengurangi akumulasi plak.
- b. Pengaruh *buffer*, dapat membantu menekan naik turunnya derajat keasaman (pH) dan dekalsifikasi elemen gigi dapat dihambat.

- c. Melakukan aktivasi anti bakterial, berperan untuk menghalangi pertumbuhan bakteri.
- d. Pelumasan elemen gigi geligi, berperan untuk menghambat keausan oklusi yang disebabkan oleh daya kunyah yang besar.
- e. Agresasi bakteri yang dapat menghalangi terjadinya kolonisasi mikroorganisme.

2.4.4 Derajat Keasaman pH Saliva

Derajat keasaman saliva dalam pH normal adalah antara 5.7 sampai 7.0 dengan rata – rata 6.7. Diet karbohidrat berperan dalam penurunan kapasitas *buffer* sedangkan diet protein berperan sebaliknya, yaitu dapat meningkatkan kapasitas *buffer*. Terdapat beberapa hal yang dapat mempengaruhi komposisi dan konsentrasi saliva antara lain laju aliran saliva, volume, pH, dan kapasitas *buffer* saliva. Peningkatan kecepatan sekresi saliva terjadi bersamaan dengan peningkatan kapasitas *buffer* dan pH saliva (Pradanta dkk., 2016). Adanya penurunan pH menjadi asam berasal dari hasil fermentasi karbohidrat oleh bakteri *acidogenik*, seperti *streptococcus mutans* (Najoan dkk., 2014).

2.4.5 Pengaruh pH Saliva terhadap Kelarutan Bahan Zinc

Phosphate Cement

Dalam pemilihan bahan kedokteran gigi, kelarutan dalam cairan rongga mulut dapat menjadi salah satu pertimbangan penting. pH saliva yang rendah dapat mengganggu sistem *buffer* sehingga menyebabkan demineralisasi. Akibatnya, terjadi peningkatan erosi pada bahan restorasi sehingga memudahkan kerusakan suatu restorasi

semen (Primasasri dan Julianti, 2015). pH saliva sering mengalami perubahan dari asam ke basa akibat sering terkena makanan yang di konsumsi. Minuman yang asam dapat mempengaruhi kelarutan bahan semen gigi (Tuna and Keyf, 2006).

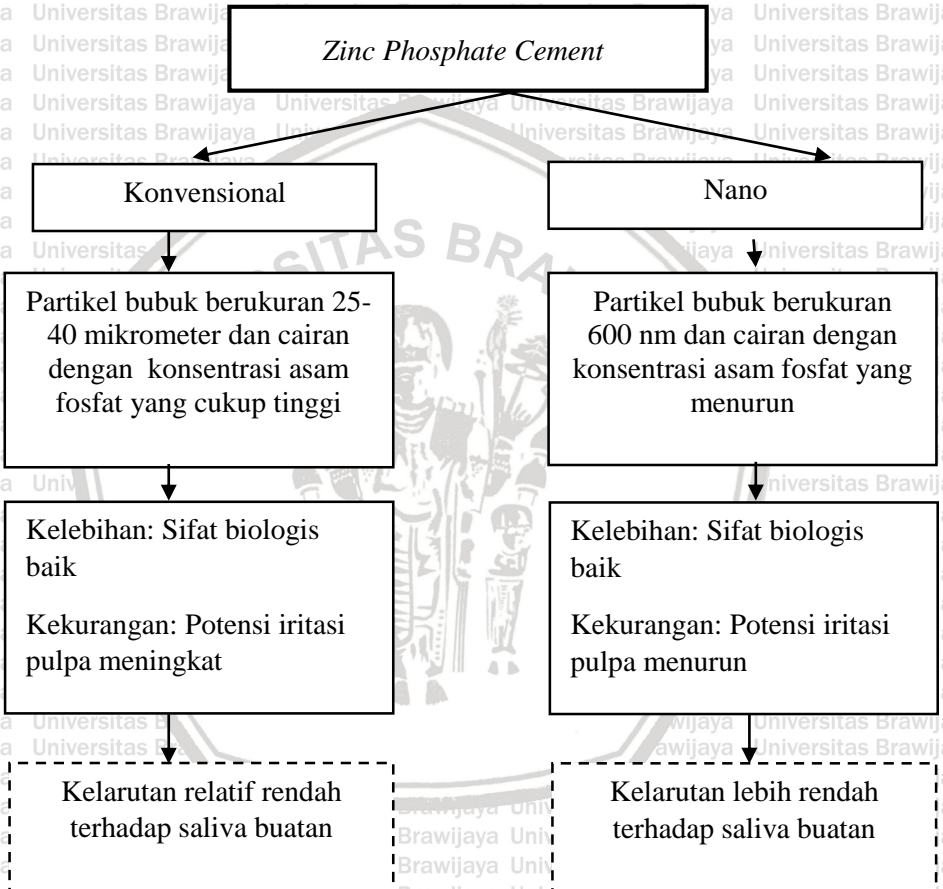
Pada umumnya, *zinc phosphate cement* memiliki kelarutan yang lebih cepat dalam larutan asam organik (Anusavice, 2003). Namun, pada penelitian ini akan dilakukan pada larutan saliva dengan pH normal dan akan diuji dengan *zinc phosphate cement* berukuran berskala nano. Diharapkan, dengan memanfaatkan nanoteknologi akan membuat kecepatan kelarutan *zinc phosphate cement* dapat semakin lebih rendah daripada *zinc phosphate cement* konvensional dalam keadaan pH normal saliva, karena ukuran partikel dan rasio bubuk - cairan merupakan salah satu faktor yang dapat mempengaruhi kelarutan bahan restorasi semen gigi.

BAB III

KERANGKA KONSEP DAN HIPOTESIS PENELITIAN

3.1 Kerangka Konsep

Gambar 3.1 Kerangka Konsep Penelitian



Keterangan

----- : variabel yang diteliti



3.1. Penjelasan Kerangka Konsep

Zinc phosphate cement konvensional terdiri dari bubuk dan cairan. Bubuk dari *zinc phosphate cement* konvensional memiliki ukuran 25 – 40 mikrometer dan cairan asam fosfat yang memiliki konsentrasi yang cukup tinggi sebesar 54,4%. *Zinc phosphate cement* konvensional memiliki sifat biologis yang kurang baik, yaitu dapat menyebabkan iritasi pulpa apabila tidak diaplikasikan bahan pelapik pada kavitas yang dalam. Kelarutan *zinc phosphate cement* konvensional cukup baik karena memiliki kelarutan yang relatif rendah sehingga dapat mencegah terjadinya kehilangan semen yang dapat mengakibatkan berkurangnya kekuatan retensi semen (Anusavice, 2003).

Zinc phosphate cement nano merupakan salah satu pendekatan untuk menyempurnakan kekurangan dari sifat *zinc phosphate cement* konvensional yang berukuran 600 nm. Pendekatan nanoteknologi dengan ukuran yang lebih kecil dapat memungkinkan suatu bahan memiliki kemampuan untuk mengontrol dan menciptakan struktur dan fungsi yang lebih baru sehingga dapat membantu mengatasi kekurangan bahan semen ini terutama dalam kelarutannya (Kharthikeyan and Waqar, 2012). Selain itu, berdasarkan teori *holepack*, perubahan ukuran material menjadi ukuran nanopartikel juga dapat mempercepat pembentukan semen dan meningkatkan kekuatan semen (Prastyo dkk., 2012).

Komposisi saliva terdiri dari 94,0%-99,5% air, zat – zat organik dan anorganik. Keadaan pH saliva dalam rongga mulut sering berubah – ubah (Indriana, 2011). pH saliva normal di dalam rongga

mulut, yaitu antara 5,6 – 7,0 dengan rata - rata pH 6,7. Perubahan pH saliva dapat disebabkan karena rata - rata kecepatan aliran saliva, mikroorganismen rongga mulut, dan kapasitas buffer saliva. Selain itu, derajat keasaman juga dapat dipengaruhi oleh diet, seperti diet kaya karbohidrat, serat, dan protein (Pradanta dkk., 2016).

3.2. Hipotesis Penelitian

Terdapat perbedaan kelarutan yang bermakna dimana kelarutan *zinc phosphate cement* nano lebih rendah dibandingkan *zinc phosphate cement* konvensional pada saliva buatan dengan pH 6,7.





BAB IV

METODE PENELITIAN

4.1. Rancangan dan Desain Penelitian

Jenis penelitian ini merupakan penelitian eksperimental laboratorium. Desain penelitian yang digunakan pada penelitian ini adalah *post test only design* karena tidak terdapat variabel kontrol terhadap rancangan eksperimen pada penelitian ini. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui perbedaan tingkat kelarutan antara *zinc phosphate cement* konvensional dengan *zinc phosphate cement nano* pada pH saliva.

4.2 Sampel Penelitian

4.2.1 Bentuk Sampel

Bentuk sampel yang digunakan, yaitu bentuk silinder dengan diameter 5 mm dan tinggi 3 mm.

4.2.2 Jumlah Sampel

Penghitungan jumlah sampel minimal dapat menggunakan rumus dari Hulley (Notoadmodjo, 2010):

$$P(n-1) \geq 15$$

$$2(n-1) \geq 15$$

$$2n - 2 \geq 15$$

$$2n \geq 17$$

$$n \geq 9$$

Keterangan :

P = jumlah perlakuan

n = jumlah sampel yang digunakan per kelompok perlakuan

Berdasarkan perhitungan rumus diatas, dapat diketahui bahwa jumlah sampel minimal yang dibutuhkan dalam penelitian ini adalah 9 sampel untuk tiap kelompok perlakuan. Peneliti membulatkan menjadi 10 sampel untuk setiap kelompok perlakuan agar jumlah data yang dihasilkan tidak dalam batas minimal sehingga data akan menjadi lebih valid.

4.2.3 Pembagian Sampel

Tabel 4.1 Kelompok Sampel dan Jenis Perlakuan

Kelompok Sampel	Jenis perlakuan
Kelompok I	10 sampel <i>zinc phosphate cement</i> konvensional yang disimpan dala saliva buatan dengan pH 6,7 selama 24 jam.
Kelompok II	10 sampel <i>zinc phosphate cement</i> nano yang disimpan dalam saliva buatan dengan pH 6,7 selama 24 jam.

4.3 Variabel Penelitian

4.3.1 Variabel Bebas

Variabel bebas dari penelitian ini adalah *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement* nano.

4.3.2 Variabel Terikat

Variabel terikat pada penelitian ini adalah kelarutan sampel *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement* nano.

4.3.3 Variabel Terkendali

- Pembuatan sampel *zinc phosphate cement* konvensional

b. Pembuatan sampel *zinc phosphate cement nano*

c. Volume saliva buatan dalam pH normal

d. Penyimpanan pada suhu $\pm 37^\circ$ inkubator

e. Pengujian Kelarutan

4.4 Lokasi dan Waktu Penelitian

4.4.1 Lokasi Penelitian

Penelitian dilakukan di Laboratorium Biokimia Fakultas Kedokteran Universitas Brawijaya.

4.4.2 Waktu Penelitian

Waktu penelitian dilakukan pada bulan Oktober – Desember 2018.

4.5 Bahan dan Alat Penelitian

4.5.1 Bahan Penelitian

a. *Powder zinc phosphate cement* produk GC Elite 100
125g

b. *Liquid zinc phosphate cement* produk GC Elite 100
kemasan 100g

c. *Powder zinc phosphate cement nano* ukuran 600 nm
dengan metode *milling*

d. *Silica gel*

e. Saliva buatan

4.5.2 Alat penelitian

a. Semen *stopper*

b. Spatula semen

c. *Plastic Filling Instrument*

d. *Glass lab*

- e. Cetakan sampel berbentuk silinder dengan diameter 5 mm dan tinggi 3 mm
- f. Pinset
- g. *Cutter*
- h. Double tip
- i. Kain putih (alas kerja)
- j. Timbangan Neraca analitik
- k. Inkubator
- l. Kertas Saring
- m. 20 buah botol plastik
- n. *Celluloid strip*
- o. Sendok ukur cetakan pabrik no.3

4.6 Definisi Operasional

a. *Zinc Phosphate Cement* Konvensional

Zinc phosphate cement konvensional pada penelitian ini menggunakan *zinc phosphate cement* dari produk *powder Elite 100 125g* yang memiliki ukuran 25 – 40 μm dan *liquid Elite cement 100* kemasan 100g (GC, Jepang) dengan rasio *powder : liquid* adalah 1 scoop : 3 tetes (1,45 gr : 0,5 ml) (Anusavice, 2003).

b. *Zinc Phosphate Cement Nano*

Zinc phosphate cement nano merupakan bahan semen kedokteran gigi yang memiliki ukuran partikel berskala nano (Khan *et al.*, 2014). *Zinc phosphate cement nano* ini berasal dari *zinc phosphate cement* konvensional menggunakan metode *top-down*, yaitu dengan proses *milling*. Ukuran

partikel dari *zinc phosphate cement* nano adalah 600 nm. Rasio *powder* : *liquid* adalah 1 scoop : 4 tetes berdasarkan penelitian pendahuluan.

c. Saliva Buatan

Saliva buatan merupakan suatu cairan yang komposisi dan konsentrasinya menyerupai saliva sesungguhnya yang ada dalam rongga mulut dan berperan penting dalam mempertahankan keseimbangan lingkungan dalam rongga mulut. Penelitian ini menggunakan saliva buatan dengan metode rumus saliva yang diciptakan oleh *McDougall*. Komposisi campuran saliva buatan dari *McDougall* terdiri dari dengan komposisi campuran 58,80 g NaHCO_3 ; 48 g $\text{Na}_2\text{HPO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$; 3,42 g KCl; 2,82 g NaCl; 0,72 g $\text{MgSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$; 0,24 g CaCl_2 dalam 6 liter *aquadest* dengan pH 6,7 (Adi dkk., 2015).

d. Kelarutan Bahan Semen Gigi

Kelarutan bahan Semen gigi merupakan perbedaan berat massa bahan *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement* nano sebelum diberi perlakuan dengan media saliva buatan dalam inkubator $\pm 37^\circ\text{C}$ dengan bahan semen yang telah diberi perlakuan dengan saliva buatan pH 6,7 dalam inkubator $\pm 37^\circ\text{C}$. Kemudian dibantu dengan timbangan analitik yang digunakan untuk perhitungan berat massa bahan dan hasil yang didapatkan berskala ukuran gram (Chatraintan, 2010).

4.7 Prosedur Penelitian

4.7.1 Persiapan Saliva Buatan

Penelitian ini menggunakan saliva buatan dengan rumus saliva buatan yang diciptakan oleh *McDougall*. Komposisi Saliva tersebut diantaranya, yaitu :

Tabel 4.2 Komposisi Saliva Buatan

No.	Nama Komposisi	Berat (gram)
1.	NaHCO_3	58,80
2.	$\text{Na}_2\text{HPO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$	48
3.	KCl	3,42
4.	NaCl	2,82
5.	$\text{MgSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$	0,72
6.	CaCl_2	0,24

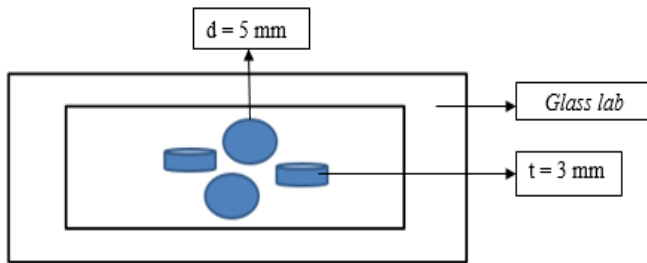
Sumber : Adi dkk., 2015.

Komposisi campuran tersebut dimasukkan dan ditambahkan dengan *aquadest* sebanyak 6 Liter ke dalam gelas erlenmeyer. Kemudian bahan tersebut diaduk hingga larut dan tercampur semua. Hasil dari pencampuran ini adalah pH 6,7 netral (Adi dkk., 2015).

4.7.2 Pembuatan Sampel

Sampel terdiri dari dua bahan yang berbeda, yaitu *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement* nano. Tahap pertama, siapkan bahan *zinc phosphate cement* konvensional dan siapkan cetakan bentuk silinder yang terbuat dari sedotan plastik dengan diameter 5 mm dan tinggi 3 mm sebagai tempat meletakkan kedua bahan sampel di atas *glass lab*.

Gambar 4.1 Cetakan sampel bahan semen



Tahap Kedua, letakkan double tip untuk melekatkan cetakan sampel agar cetakan tidak mudah bergerak. Tahap ketiga, *zinc phosphate cement* konvensional dimanipulasi dengan rasio *powder : liquid* adalah 1 scoop : 3 tetes (1,4 gr : 0,5 ml) menggunakan spatula semen dengan gerakan memutar (Anusavice, 2003). Tahap keempat, memasukkan hasil manipulasi sampel ke dalam cetakan, sampel ditekan dan diratakan dengan menggunakan semen *stopper*. Tahap kelima, sampel ditutup menggunakan *celluoid strip* yang di atasnya terletak *glass lab*. Tahap keenam, mengambil *glass lab* dan menunggu sampel *zinc phosphate cement* konvensional hingga mencapai *setting* dengan waktu ± 7 menit 10 detik. Tahap ketujuh, melepaskan *celluoid strip* dari permukaan dan mengeluarkan bahan sampel tersebut dari cetakan, harus dilakukan dengan hati – hati agar menghindari terjadinya distorsi.

Tahapan selanjutnya adalah melakukan manipulasi *zinc phosphate cement* nano. Tahap pertama, siapkan bahan *zinc phosphate cement* nano dan dimanipulasi dengan rasio *powder : liquid* adalah 1 scoop : 4 tetes dengan bantuan spatula semen. Tahap kedua, memasukkan hasil manipulasi kedalam cetakan, sampel ditekan dan

diratakan dengan menggunakan semen *stopper*. Tahap ketiga, menutup hasil manipulasi dengan menggunakan *celluoid strip* yang di atasnya terletak *glass lab*. Tahap keempat, *zinc phosphate cement* nano ditunggu hingga mencapai *setting*. Tahap kelima, melepaskan *celluoid strip* dari permukaan dan mengeluarkan bahan sampel tersebut dari cetakan, harus dilakukan dengan hati – hati agar menghindari terjadinya distorsi.

Seluruh sampel masing – masing dibuat sebanyak 10 buah untuk *zinc phosphate cement* konvensional (Kelompok I) dan *zinc phosphate cement* nano (Kelompok II). Selanjutnya, masing – masing kelompok sampel ditimbang dan dicatat beratnya sebagai berat awal.

4.7.3 Perlakuan Sampel

Setelah seluruh sampel telah mengeras dengan sempurna, hitung berat masing – masing kelompok sampel dengan menggunakan timbangan analitik dan dicatat sebagai berat awal. Tahapan selanjutnya adalah masing – masing kelompok sampel dimasukkan ke dalam suatu botol berbahan plastik yang berisi saliva buatan dengan pH 6,7 sesuai dengan keadaan rongga mulut. Botol tersebut disimpan ke dalam inkubator selama 24 jam dengan suhu $\pm 37^{\circ}\text{C}$ (Prakki, 2005). Setelah 24 jam, sampel dikeluarkan dari wadah botol plastik dan diletakkan diatas kertas serap. Kemudian dimasukkan kedalam suatu wadah yang berisi *silica gel* selama satu jam dengan tujuan agar dapat menyerap sisa saliva yang berlebihan. Sampel yang telah dimasukkan ke dalam saliva buatan, dihitung dengan menggunakan timbangan analitik sebagai berat akhir (Chatraintan, 2010).

4.7.4 Pengukuran Sampel

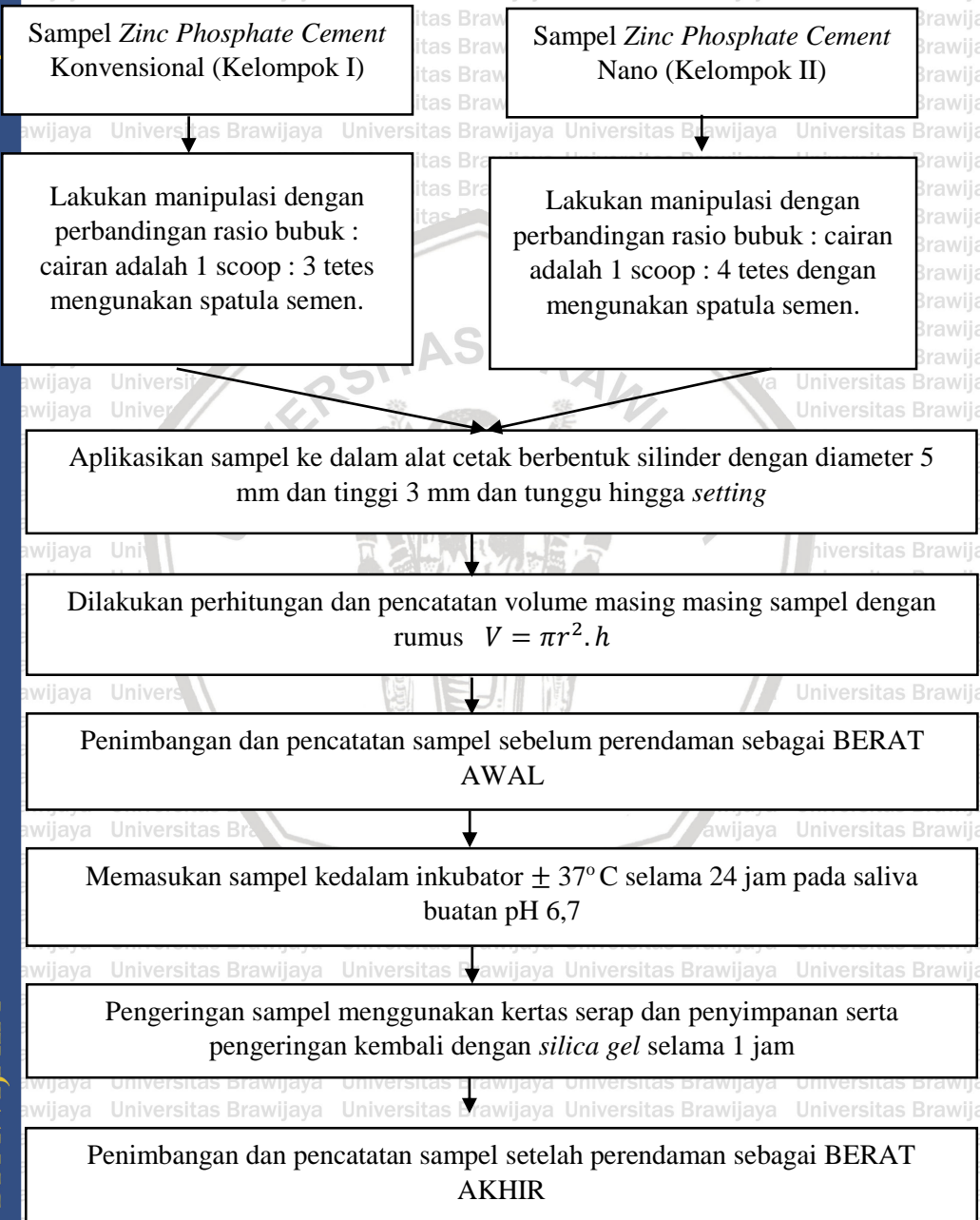
Pengukuran kelarutan sampel dihasilkan dengan cara menghitung selisih massa sampel sebelum perendaman dengan massa sampel setelah perendaman dan penyimpanan di inkubator $\pm 37^{\circ}\text{C}$. Perhitungan sampel menggunakan rumus $[(KL = M1-M2)/V]$. KL merupakan kelarutan sampel ($\mu\text{g}/\text{mm}^{-3}$), M1 merupakan massa sampel sebelum perendaman (μg), M2 adalah massa sampel setelah dilakukan perendaman dan penyimpanan dalam inkubator selama 24 jam dengan suhu $\pm 37^{\circ}\text{C}$ (μg), dan V merupakan volume sampel (mm^{-3}). Perhitungan volume menggunakan rumus $(V = \pi r^2 \cdot h)$, π adalah 3,14, R adalah jari-jari dari sampel (mm), h adalah tinggi sampel (mm) (Nugroho dan Husain, 2014).

4.8 Analisis Data

Setelah seluruh data telah terkumpul berdasarkan setiap kelompok sampel, terlebih dahulu dilakukan uji normalitas untuk mengetahui apakah data yang dihasilkan terdistribusi normal atau tidak. Uji normalitas yang digunakan adalah uji *Saphire-Wilk*. Kemudian dilakukan uji homogenitas untuk mengetahui apakah data yang dihasilkan homogen atau tidak. Apabila data yang dihasilkan tidak normal dan heterogen maka dilakukan uji *Mann-Whitney Test* dan apabila data yang dihasilkan normal dan homogen maka dilakukan *Independent T-Test* untuk melihat perbedaan kelarutan pada setiap kelompok sampel dengan taraf kepercayaan $\alpha = 5\%$.

4.9 Alur Penelitian

Gambar 4.2 Alur Penelitian



Perhitungan kelarutan sampel (BERAT AWAL – BERAT AKHIR)/VOLUME

Dilakukan Analisis Analitik





BAB V

HASIL DAN PEMBAHASAN

5.1. Hasil Penelitian

Hasil dari penelitian yang telah dilakukan dengan menggunakan 20 sampel yang terbagi atas 2 kelompok, yaitu 10 buah sampel *zinc phosphate cement* konvensional sebagai kelompok 1 dan 10 buah sampel *zinc phosphate cement nano* sebagai kelompok 2. Kemudian diperoleh data selisih berat dari *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement nano* setelah dilakukan perendaman dalam saliva buatan dengan pH 6,7 selama 24 jam.

Setiap sampel telah dilakukan uji kelarutan dan masing – masing sampel dicatat sebagai data berat sampel sebelum dilakukan perlakuan dan setelah dilakukan perlakuan dengan perendaman saliva buatan dengan pH 6,7 selama 24 jam. Hasil data perbandingan berat *zinc phosphate cement konvensional* dan *zinc phosphate cement nano* akan dibahas dibawah ini.

5.1.1 Berat Sampel *Zinc Phosphate Cement Konvensional*

Berikut merupakan distribusi data nilai berat sampel *zinc phosphate cement* konvensional sebelum dan sesudah dilakukan perlakuan dengan perendaman saliva buatan pH 6,7 selama 24 jam. Kemudian data tersebut dilakukan pengolahan uji statistika. Data nilai tersebut dapat dilihat pada tabel 5.1 sebagai berikut :



Tabel 5.1 Kelarutan Zinc Phosphate Cement Konvensional Berdasarkan Uji Statistik

	Kelarutan (KL)
Mean (mg)	0,0008
Standar Deviasi (mg)	0,00039
Min (mg)	0,0005
Maks (mg)	0,0011
N	10

Dari tabel 5.1 diatas dapat diketahui berat sampel *zinc phosphate cement* konvensional memiliki hasil rata - rata $0,0008 \pm 0,00039$ mg. Nilai terkecil 0,0005 mg dan nilai terbesar 0,0011 mg.

5.1.2 Berat Sampel Zinc Phosphate Cement Nano

Berikut merupakan distribusi data nilai berat sampel *zinc phosphate cement* nano sebelum dan sesudah dilakukan perlakuan dengan perendaman saliva buatan pH 6,7 selama 24 jam. Kemudian data tersebut dilakukan pengolahan uji statistika. Data nilai tersebut dapat dilihat pada tabel 5.2 sebagai berikut :

Distribusi data - data hasil pengukuran dengan uji statistik kelarutan *zinc phosphate cement* nano dapat dilihat pada tabel 5.2 berikut ini:

Tabel 5.2 Kelarutan Zinc Phosphate Cement Nano Berdasarkan Uji Statistik

	Kelarutan (KL)
Mean (mg)	0,0013
Standar Deviasi (mg)	0,00025
Min (mg)	0,0011
Maks (mg)	0,0014
N	10



Dari tabel 5.2 diatas dapat diketahui berat sampel *zinc phosphate cement* nano memiliki hasil rata - rata $0,0013 \pm 0,00025$ mg. Nilai terkecil 0,0011 mg dan nilai terbesar 0,0014 mg.

5.1.3 Perbedaan Kelarutan *Zinc Phosphate Cement* Konvensional dan *Zinc Phosphate Cement* Nano

Hasil data nilai kelarutan *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement* nano diperoleh dengan menggunakan rumus $KL = M1-M2/V$ dimana volume tersebut merupakan volume sampel ($V = \pi r^2 \cdot h$). Nilai volume sampel pada penelitian ini adalah (volume = $3,14 \cdot (2,5)^2 \cdot 3$ mm = 58,9) Jadi setiap sampel dihitung selisih berat awal dan akhir kemudian dibagi dengan volume 58,9 mm.

Distribusi data data hasil pengukuran dengan uji statistik kelarutan *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement* nano dapat dilihat pada tabel 5.3 berikut ini:

Tabel 5.3 Nilai Rerata (X) dan Simpangan Baku (SB) Selisih Kelarutan (dalam satuan mg)

	N	X	SB
Kelompok I	10	0,0459420	0,02303049
Kelompok II	10	0,0742140	0,01448083

Keterangan :

Kelompok I : *Zinc phosphate cement* konvensional

Kelompok II : *Zinc phosphate cement* nano

X : Nilai rerata

SB : Simpangan Baku

N : Jumlah sampel

Berdasarkan tabel 5.3 dapat diketahui bahwa kolom 3 dan 4 selisih berat secara deskriptif terlihat kelarutan yang lebih besar pada bahan *zinc phosphate cement* nano dengan rerata sebesar 0.0742140 ± 0.01448083 setelah dilakukan perendaman saliva buatan pH 6,7 selama 24 jam dibandingkan dengan bahan *zinc phosphate cement konvensional* dengan rerata sebesar 0.0459420 ± 0.02303049 .

5.2 Analisis Data

Data yang telah diperoleh dari penelitian dilakukan analisis data secara statistika dengan menggunakan program SPSS. Data penelitian dilakukan uji normalitas dan uji homogenitas. Tujuan dilakukan uji normalitas adalah untuk mengetahui apakah sampel penelitian berdistribusi normal atau tidak. Pada penelitian ini uji normalitas yang digunakan adalah *saphiro-wilk* karena sampel pada penelitian berjumlah kurang dari 50 sampel. Setelah data penelitian dinyatakan berdistribusi normal, dilanjutkan dengan melakukan uji homogenitas dengan tujuan untuk mengetahui apakah data penelitian memiliki varian yang homogen atau tidak. Uji homogenitas yang digunakan adalah uji *Levene-Test*. Setelah melakukan uji normalitas dan homogenitas, didapatkan bahwa hasil data penelitian berdistribusi normal dan homogen, maka dilakukan perhitungan statistik dari data yang diperoleh dengan uji *Independent T-Test* untuk mengetahui apakah terdapat perbedaan kelarutan pada bahan *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement* nano yang diberi perlakuan dengan perendaman saliva buatan pH 6,7 selama 24 jam.

5.2.1 Uji Normalitas

Uji normalitas dilakukan untuk mengetahui distribusi dari sampel penelitian. Pada penelitian ini, uji normalitas dilakukan dengan menggunakan *saphiro-wilk* karena jumlah data yang digunakan kurang dari 50. Data penelitian dapat dikatakan normal apabila nilai signifikansi yang dihasilkan dari uji *saphiro-wilk* adalah lebih besar dari 0,05 atau $p > 0,05$. Pada uji tersebut menunjukkan bahwa masing – masing kelompok mempunyai $p = 0,202$ ($p > 0,05$) dari data tersebut dapat diketahui bahwa data pada penelitian berdistribusi normal sehingga uji normalitas terpenuhi. Selanjutnya dilakukan uji homogenitas.

Gambar 5.1 Uji Normalitas Kelarutan Zinc Phosphate Cement Konvensional dan Zinc Phosphate Cement Nano

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Kelarutan	.157	20	.200*	.936	20	.203

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

5.2.2 Uji Homogenitas

Uji homogenitas dilakukan untuk mengetahui apakah data sampel penelitian memiliki varian yang homogen atau tidak. Pada penelitian ini, uji homogenitas dilakukan dengan menggunakan *Levene-Test*. Data penelitian dapat dikatakan homogen apabila nilai signifikansi yang dihasilkan dari *Levene-Test* adalah lebih besar dari 0,05 atau $p > 0,05$. Pada uji tersebut menunjukkan bahwa masing –



masing kelompok didapatkan hasil $p\text{-value} = 0,240$ ($p > 0,05$) lebih besar dari 0,05 sehingga dapat disimpulkan bahwa data penelitian memiliki varian yang sama atau homogen.

Gambar 5.2 Uji Homogenitas Kelarutan *Zinc Phosphate Cement* Konvensional dan *Zinc Phosphate Cement Nano*

		Levene's Test for Equality of Variances	
		F	Sig.
Kelarutan	Equal variances assumed	1.473	.241
	Equal variances not assumed		

5.2.3 Independent T-Test

Pada penelitian ini, *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement nano* adalah 2 kelompok bebas, sehingga uji komparatif yang digunakan pada penelitian ini adalah *Independent T-Test*. Tujuan dilakukan perhitungan dengan *Independent T-Test* adalah untuk mengetahui apakah terdapat perbedaan kelarutan pada bahan *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement nano*.

Data penelitian dapat dinyatakan terdapat perbedaan apabila nilai signifikansi $p\text{-value}$ ($p < 0,05$). Pada penelitian ini didapatkan nilai signifikansi $p\text{-value}$, yaitu sebesar 0.004 dimana nilai signifikansi kurang dari 0,05. Sehingga dapat disimpulkan bahwa terdapat perbedaan kelarutan *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement nano*. Angka signifikansi 0,004 lebih kecil dari signifikansi sebesar 0,05 (5%). Maka dapat disimpulkan bahwa hipotesis pada penelitian adalah H_0 ditolak.



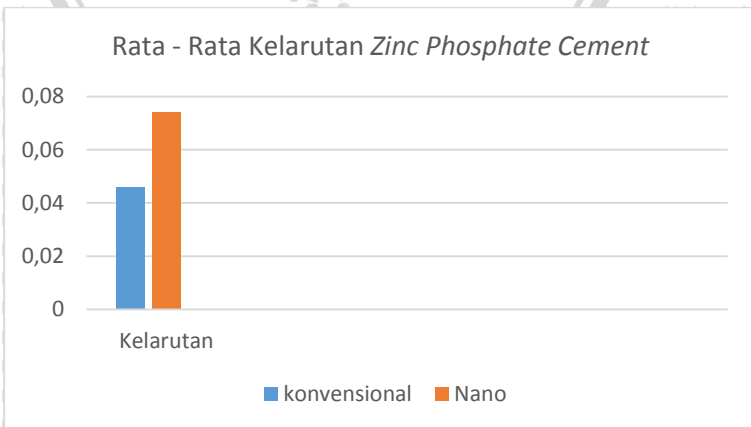
Gambar 5.3 *Independent T-Test* Kelarutan Zinc Phosphate Cement Konvensional dan Zinc Phosphate Cement Nano

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
Kelarutan	Equal variances assumed	1.473	.241	3.286	18	.004	.0282720	.00860290	.01019799	.04634601
	Equal variances not assumed			3.286	15.154	.005	.0282720	.00860290	.00995162	.04659238

5.3 Pembahasan

Berdasarkan data penelitian yang terkumpul dan dilakukan pengolahan uji statistika, dapat diketahui bahwa nilai rata - rata kelarutan *zinc phosphate cement* konvensional adalah 0.0459420 dan nilai rata - rata kelarutan *zinc phosphate cement* nano adalah 0.0742140. Dari hasil data tersebut dapat disimpulkan bahwa hasil pada penelitian ini tidak sesuai dengan hipotesis, yaitu *zinc phosphate cement* nano memiliki kelarutan yang lebih tinggi dibandingkan dengan kelarutan *zinc phosphate cement* konvensional.

Gambar 5.4 Diagram Hasil Perhitungan Rerata *Kelarutan Zinc Phosphate Cement Konvensional dan Zinc Phosphate Cement Nano*



Secara teori, bila suatu bahan restorasi terendam dalam suatu cairan mulut, maka ada kemungkinan bahan tersebut mengalami pelarutan. Hal ini disebabkan karena terdapat partikel – partikel bahan restorasi yang terlepas dari matriks atau bisa disebut sebagai erosi. Salah satu faktor yang mempengaruhi kelarutan partikel adalah kontaminasi saliva. Cairan saliva terdiri dari 94,0% - 99,5% air dan memiliki derajat keasaman (pH) saliva didalam rongga mulut yang tidak pernah konstan atau sering berubah (Indriana, 2011). Pelepasan ikatan partikel - partikel bahan akan mempengaruhi sifat fisik maupun kimia dari bahan restorasi, diantaranya adalah kelarutan bahan (Chandran, 2016).

Tujuan pembuatan *zinc phosphate cement* nano adalah sebagai bahan yang dapat menyempurnakan *zinc phosphate cement* konvensional. Berdasarkan penelitian Prastyo dkk, 2012, menjelaskan bahwa bahan nanopartikel dapat meningkatkan kerapatan jarak antar partikel yang terbentuk sehingga ikatan antar partikel ikut meningkat. Jadi dengan adanya nanopartikel sifat mekanik bahan restorasi semakin meningkat. *Zinc phosphate cement* nano akan menyempurnakan celah antar ikatan partikel menjadi semakin rapat karena tekstur dan ukuran yang lebih kecil dibandingkan dengan *zinc phosphate cement* konvensional.

Pada hasil penelitian ini didapatkan bahwa ada perbedaan kelarutan bahan setelah dilakukan perendaman saliva buatan pH 6,7 selama 24 jam antara kelompok I dan kelompok II, dimana kelompok II atau *zinc phosphate cement* nano memiliki kelarutan bahan yang lebih tinggi dibandingkan dengan kelompok I atau *zinc phosphate*

cement konvensional. Hal tersebut kemungkinan dapat terjadi karena beberapa faktor, yaitu ukuran antar partikel nano yang tidak homogen pada proses pembuatan nano dengan metode *milling*. Proses *milling* dapat menyebabkan partikel mengalami *aglomerasi* dan *cold welding* sehingga kemungkinan terjadi penggabungan partikel – partikel yang berukuran kecil menjadi struktur yang lebih besar. Semakin lama proses *milling* maka partikel cenderung semakin halus dan semakin teraglomerasi (Desiati dkk., 2018). Pada proses *milling* kemungkinan terjadi aglomerasi antar partikel tidak merata sehingga menyebabkan sebaran ukuran partikel yang tidak merata atau tidak homogen. Hal tersebut mempengaruhi karakterisasi hasil ukuran partikel dan sifat dari bahan nano, sehingga saat proses pendinginan partikel *zinc phosphate cement* yang berukuran nano tidak hanya melakukan kontak dengan partikel kecil lainnya tetapi juga dengan partikel yang berukuran besar (Prastyo R, dkk., 2012).

Ukuran partikel yang tidak homogen dapat mengakibatkan berkurangnya kerapatan antar partikel dan penurunan sifat mekanik. Adanya celah akan mempermudah terjadinya kelarutan pada bahan *zinc phosphate cement* nano. Karakterisasi ukuran partikel nano yang sebaiknya dilakukan adalah *Scanning Electron Microscope* (SEM) untuk melihat sebaran ikatan antar partikel dan ukuran partikel apakah homogen atau tidak (Desiati dkk., 2018).

Selain itu, beberapa faktor yang diduga menjadi penyebab peningkatan kelarutan pada bahan *zinc phosphate cement nano* adalah perbandingan antara bubuk dan cairan yang digunakan, pada penelitian ini menggunakan perbandingan 1 scoop : 4 tetes. Jumlah

bubuk yang dicampur akan mempengaruhi sifat massa semen, semakin encer hasil manipulasi akan menyebabkan bahan restorasi semakin mudah larut (Ricardo, 2004). Rasio bubuk – cairan yang besar akan memberikan campuran yang lebih kental, *setting time* yang pendek, *strength* yang besar, dan daya larut yang lebih rendah (Powers and Sakaguchi, 2006). Perbandingan 1 scoop : 4 tetes kemungkinan belum memenuhi konsistensi hasil manipulasi yang tepat.

Waktu pengadukan juga dapat mempengaruhi kelarutan semen gigi, waktu pengadukan yang lebih lama dapat menyebabkan semen pecah karena matriks cenderung membentuk dan mengikat partikel bubuk yang tidak terlarut bersama (Anusavice, 2003). Akibatnya, hasil manipulasi tidak terbentuk dengan sempurna dan dapat mempengaruhi kelarutan semen. Selain itu, kontaminasi keadaan lingkungan rongga mulut seperti pH saliva yang berubah - ubah karena terpapar dari makanan atau minuman juga dapat mempengaruhi kelarutan dan ketahanan bahan semen gigi (Chandran, 2016).

Akibat dari kelarutan yang tinggi pada semen gigi dapat berdampak pada hal – hal berikut, yaitu dapat merubah dimensi dan kontur margin dari bahan restorasi, penurunan retensi, perubahan warna, serta mempengaruhi sifat mekanis dari bahan restorasi (Tuna and Keyf, 2006). Adanya kelarutan pada bahan *zinc phosphate cement* konvensional (kelompok I) yang relatif rendah karena setiap semen gigi yang terkena saliva dalam rongga mulut dapat mengalami degradasi ion - ion matriks bahan (Nugroho dan Husain, 2014).

Hal – hal yang berpengaruh pada penelitian ini, yaitu pembuatan bahan *zinc phosphate cement* nano, perendaman dalam saliva buatan

dengan pH 6,7, waktu pengadukan, perbandingan rasio *powder* dan *liquid*. Durasi perendaman dalam saliva buatan dilakukan selama 24 jam. Ukuran sampel dengan diameter 5 mm dan tinggi 3 mm disesuaikan dengan penelitian sebelumnya mengenai kelarutan bahan. Penyimpanan sampel selama perlakuan didalam inkubator dengan suhu 37°C karena menyesuaikan dengan suhu normal rata - rata dalam rongga mulut manusia.



BAB VI PENUTUP

6.1. Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan dan dijelaskan pada bab sebelumnya, mengenai perbedaan kelarutan *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement* nano setelah perendaman dalam saliva buatan, dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

1. *Zinc phosphate cement* konvensional memiliki kelarutan yang relatif rendah, yaitu 0,0459420 mg.
2. *Zinc phosphate cement* nano memiliki kelarutan yang lebih tinggi dibandingkan *zinc phosphate cement* konvensional, yaitu sebesar 0,0742140 mg.
3. Terdapat perbedaan kelarutan yang bermakna dari *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement* nano.

6.2. Saran

Berdasarkan hasil penelitian, penulis memberikan saran untuk peneliti selanjutnya sebagai berikut:

1. Perlu penelitian lebih lanjut mengenai struktur apa saja yang terlarut pada perendaman saliva buatan pada bahan *zinc phosphate cement* konvensional dan *zinc phosphate cement* nano.
2. Perlu penelitian lebih lanjut mengenai konsistensi rasio *powder* dan *liquid* yang tepat pada *zinc phosphate cement* nano.



3. Perlu penelitian lebih lanjut mengenai sifat mekanis pada sampel setelah dilakukan perendaman saliva buatan pH 6,7.
4. Perlu dilakukan beberapa analisis karakterisasi ukuran partikel lebih lanjut pada bahan *zinc phosphate cement* untuk mengetahui ukuran dan homogenitas partikel nano yang terbentuk.



DAFTAR PUSTAKA

Adi P., Puspitasari A., dan Islami MU., 2015. Pengaruh Konsentrasi Rebusan Kelopak Bunga Rosella terhadap pH Saliva Buatan, *Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Gadjah Mada*, 1 (2): 157-159.

Alwiyah., Siswanto., dan Rochman N.T., 2014. Pengaruh Variasi Magnesium Oxide (MgO) Terhadap Karakteristik Semen Gigi modifikasi Nano Zinc Oxide Eugenol (ZOE). *Journal Universitas Airlangga*, 2 (1): 3.

Amalia R., 2013. *Gambaran Status Ph Dan Volume Saliva Pada Pengguna Kontrasepsi Hormonal Di Kecamatan Mappakasunggu Kabupaten Takalar*. Skripsi. Unhas Repository, Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin, Makassar.

Anusavice K.J., *Phillips' science of dental materials*, 1996, Phillips : Buku Ajar Ilmu Kedokteran gigi, Budiman J.A dan Purwoko S. (penerjemah), 2003, EGC, Jakarta, Indonesia, hal. 477-480.

Arora R., and Kapoor H., 2014. Nanotechnology in Dentistry - Hope or Hype. *Oral Health Dental Management*, 13 (4): 928-929.

Ayuningtyas G., Harijanti K., dan Soemarijah S., 2009. Penurunan Sekresi Saliva Dan Terjadinya Kandidosis Mulut Pada Lansia. *Oral Medicine Dental Journal*, 1 (1): 6-10.

Baheti JM., and Toshniwal NG., 2014. Nanotechnology: A Boon to Dentistry. *Journal of Dental Sciences and Oral Rehabilitation*, 5 (2): 78-80.

Bonsor J., and Pearson JG., 2013. *A Clinical Guide to Applied Dental Materials*, Elsevier, Churchill Livingstone, London, p.163-166.

Buzea, C., Blandino, I. I. P, and Robbie, K., 2007. Nanomaterial and Nanoparticles: Sources and Toxicity. *Biointerphases*, 2 (4): 21



Chandran H., 2016. *Penyerapan Cairan Obat Kumur Klorheksidin 0,12% Pada Semen Ionomer Kaca Tipe II Setelah Perendaman 1,3,5 dan 7 hari*. Skripsi. Usu e-Repository, Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Sumatera Utara, Medan.

Chatraintan F.S., 2010. *Perbedaan Kelarutan Tumpatan Semen Ionomer Kaca Modifikasi Resin dengan Semen Ionomer Kaca Konvensional Pada Penetasan Saliva Buatan pH 4*. Skripsi. Universitas Airlangga Repository, Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Airlangga, Surabaya.

Desiati RD., Sugiarti E., dan Ramadhany S., 2018. Analisa Ukuran Partikel Serbuk Komposit Nicral Dengan Penambahan Reaktif Elemen Untuk Aplikasi Lapisan Tahan Panas. *E-journal Material Metalurgi LIPI*, 33 (1): 27-34.

Indriana T., 2011. Perbedaan Laju Aliran Saliva dan pH Karena Pengaruh Stimulus Kimiawi dan Mekanis, *Jurnal Kedokteran Meditek*, 17 (44): 2.

Irawan B., 2012. Peran bahan restorasi kedokteran gigi dalam keberhasilan pembuatan restorasi. *PDGI Makassar Dental Journal*, 1 (4): 1.

Kawashima, Y., Yamamoto, H., Takeuchi, H., and Kuno, Y., 2000. Mucoadhesive DLlactide/glycolide copolymer nanospheres coated with chitosan to improve oral delivery of elcatonin. *Pharmaceutical Development and Technology*, 5(1): 77-85.

Khan AK., Rashid., Murtaza., and Zahra., 2014. Gold Nanoparticles: Synthesis and Applications in Drug Delivery. *Tropical Journal of Pharmaceutical Research*, 13 (7): 1169.

Kharthikeyan S. and Waqar A., 2012. *Emerging Nanotechnologies In Dentistry: Prosesess, Materials, and Applications*, 1st Ed., Elsevier, St. Louis, p. 16-30. Khurshid Z., Zafar M., Qasim S., Shahab S., Naseem M., and Abureqaiba A. 2015. Advanced in Nanotechnology for Restorative Dentistry. *MDPI Journals Material*, 8 (2): 719-720.



Kidd E.A.M., 2004. *Essentials of Dental Caries*, 3rd Ed., Oxford University Press, New York.

Kusuma N., 2015. *Fisiologi dan Patologi Saliva*, Andalas University Press, Padang, hal.1.

Martien R., Adhyatmika., Iramie D., Irianto K., Farida V., dan Sari D.P., 2012. Perkembangan Teknologi Nanopartikel Sebagai Sistem Penghantaran Obat. *Majalah Farmaseutik*, 8 (1): 134.

Mayasari D., Siswanto., dan Hikmawati D., 2013. Pengaruh Variasi Waktu Milling Terhadap Sifat Fisis Seng Fosfat dan Nano Zinc Oxide. *Media Jurnal Fisika dan Terapannya*, 1(1):23-24

McCabe JF., and Walls A.W.G., *Applied Dental Materials*, 9th Edition, 2008, Bahan Kedokteran Gigi, Sunarintyas S. (Penerjemah), dan Mustaqimah D.N., 2014, EGC, Jakarta, Indonesia, hal 389-394.

Mirsasaani SS., Hemati M., Tavasoli T., Dehkord ES., Yazdi GT., and Poshtiri DA., 2013, *Nanotechnology and Nanobiomaterials in Dentistry*, 1st Ed., Elsevier, United State of America, p. 17-24.

Najoan SB., Kepel BJ., dan Wicaksono DA., 2014. Perubahan pH Saliva Siswa Ma Darul Istiqamah Manado Sesudah Menyikat Gigi Dengan Pasta Gigi Mengandung Xylitol. *Jurnal e-Gigi (EG)*, 2 (2): 1-2.

Nasrudin M., Fatmawati D.W.A., dan Soesetijo F.A., 2016. Perbandingan Uji Kebocoran Tepi Resin Komposit Flowable Dan Bahan Luting Semen Pada Pasak Polyethylene Fiber-Reinforced (PFR). *Odonto Dental Journal*, 3 (1): 27-28.

Notoatmodjo S., 2010, *Metodologi Penelitian Kesehatan*, Rineka Cipta, Jakarta.

Novitasari R., Siswanto., dan Astuti SD., 2013. Uji Antibakteri Nano Semen Gigi Zinc Oxide Eugenol. *Journal Universitas Airlangga*, 1 (2). 3-4.

Nugroho JJ., dan Husain H., 2014. Kelarutan Tumpatan Sementara Cavit dalam Rendaman Saliva buatan. *Dentofasial Jurnal Kedokteran Gigi*, 13 (2): 69-72.

Nugroho P., Satoto R., Sukartini E., Rahmini E., dan Karyaningih I., 2008. Pembuatan Semen Tambal Gigi Dengan Bahan Dasar Polimer, *Prosiding Pertemuan Ilmiah Ilmu Pengetahuan dan Teknologi Bahan*, Serpong, hal.143.

Powers M.J.,and Sakaguchi R.L., 2006. *Craig's Restorative Dental Materials*, 12th Ed., Mosby, St.Louis, Missouri, p.488-491.

Pradanta YE., Adhani R., dan Khatimah IH., 2016. Hubungan Kadar pH Dan Volume Saliva Terhadap Indeks Karies Masyarakat menginang Kecamatan Lokpaikat Kabupaten Tapin. *Dentino Jurnal Kedokteran Gigi*, 1 (2):161.

Prakki, A., 2005. Influence of pH environment on polymer based dental material properties. *Elsevier Journal of Dentistry*, 91 (8):33.

Prastyo T.R., Wahyu E.R.W., Nofrizal., Wahyu D.N., Ikono R., Bambang W.W., Sukarto A., Siswanto, dan Rochman N.T., 2012. Pengaruh Nanopartikel ZnO Terhadap Strukturmikro Semen Gigi Seng Fosfat, *Prosiding Pertemuan Ilmiah Ilmu Pengetahuan dan Teknologi Bahan*, Serpong, hal.28

Primasasi M., dan Julianti U., 2015. Erosi Gigi Pada Anak Usia Remaja Di SMP Raksasa Medan. *Jurnal Ilmiah PANNMED*, 9 (3):245.

Rao, K., Ashok, C., Rao, KV., and Chakra, C.S., 2014. Structural Properties of MgO Nanoparticles : Synthesized by Co-Precipitation Technnique. *International Journal of Sciences and Research*. p. 43-36.

Rasheed SAP, Jude M., Suresh K., Dey S., Sunil S., and Varghese D., 2016. Nanotechnology and Its Applications In Dentistry. *International Journal of Advanced Health Sciences*, 2 (9): 7-9.

Ricardo R.B., 2004. *Kebajikan Dan Keburukan Zinc Phosphate Cement Serta Penggunaannya Dalam Bidang Kedokteran Gigi*. Skripsi. U.S. e-Repository, Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Sumatera Utara, Medan.

Rochyani L., Aprilia, dan Astuti M.W., 2007. Daya Anti Bakteri Bahan Tumpatan Sementara Zinc Oxide Eugenol. *Denta Jurnal Kedokteran Gigi FKG-UHT*, 1 (2): 95.

Rosyidah N., dan Purwaningsih S.Y., 2009. Darminto. Sintesis Nanopartikel ZnO dengan Metode Kopresipitasi. *Jurnal Teknik Pomits*, 1-7

Saleem M., and Ulhaq I., 2011. Comparison Of Solubility Of Zinc Phosphate And Glass Ionomer Cement In Artificial Saliya Of Varying pH Values (In Vitro Study). *Pakistan Oral dan Dental Journal*, 31 (1):235.

Suastiyanti D., Soegijono B., dan Manaf A., 2014. Sintesa Material Nanopartikel BaFe₁₂O₁₉ Fasa tunggal dengan Metode Sol-Gel. *Jurnal IPTEK*, 9 (1): 24-31.

Suhaldi., dan Rinto A., 2011. Preparasi dan Karakterisasi Sifat Optik Kaca Posfat. *Jurnal Pendidikan Fisika Indonesia*, 7 (2):145-146.

Tuna S.H., and Keyf F., 2006. Water Sorption and Solubility of Provisional and Permanent Luting Cements. *Hacettepe Dishekimligi Fakültesi Dergisi*, 30 (3): 63.

Vahabi S., and Mardanifar F., 2014. Applications of Nanotechnology In Dentistry: A Review. *Journal Dental of School*, 32 (4): 228-229.

Wala CH., Wicaksono D.A. dan Tambunan E., 2014. Gambaran status karies gigi anak usia 11-12 tahun pada keluarga pemegang jamkesmas di kelurahan Tumatangtang I kecamatan Tomohon Selatan *Jurnal e-Gigi*, 2 (1): 2.

Yu H., , Zheng M., Chen R., and Cheng H., 2014. Proper Selection of Contemporary Dental Cements. *Oral Health Dental Management*, 13 (1): 54.

